



IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): Yasushige Ishihara, et al.

Examiner: Unassigned

Serial No: 10/823,833

Art Unit: Unassigned

Filed: April 14, 2004

Docket: 17641

For: OPTICAL IMAGING SYSTEM

Dated: July 23, 2004

Conf. No.: 5644

Mail Stop Missing Parts
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

CLAIM OF PRIORITY

Sir:

Applicants in the above-identified application hereby claim the right of priority in connection with Title 35 U.S.C. § 119 and in support thereof, herewith submit a certified copy of Japanese Patent Application No. 2003-114805 (JP2003-114805) filed April 18, 2003.

Respectfully submitted,

Thomas Spinelli

Registration No.: 39,533

Scully, Scott, Murphy & Presser
400 Garden City Plaza
Garden City, New York 11530
(516) 742-4343
TS:cm

CERTIFICATE OF MAILING UNDER 37 C.F.R. §1.8(a)

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service as first class mail in an envelope addressed to: Mail Stop Missing Parts, Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

Dated: July 23, 2004

Thomas Spinelli

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 4 月 1 8 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 1 1 4 8 0 5
Application Number:

[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 1 1 4 8 0 5]

願 人 オリンパス株式会社
Applicant(s):

2 0 0 4 年 4 月 2 8 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

出証番号 出証特 2 0 0 4 - 3 0 3 6 7 7 8

BEST AVAILABLE COPY

【書類名】 特許願

【整理番号】 03P00656

【提出日】 平成15年 4月18日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/04

【発明の名称】 光イメージング装置

【請求項の数】 2

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas 光学工業株式会社内

【氏名】 石原 康成

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas 光学工業株式会社内

【氏名】 堀井 章弘

【特許出願人】

【識別番号】 000000376

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

【氏名又は名称】 オリnpas 光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100076233

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013387

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1



【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 光イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に光を照射するための光源と、
細径のプロープと、
前記プロープ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、
前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、
前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、
を有する光イメージング装置であって、
前記プロープの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、
前記プロープを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも 1 つと着脱可能とするための着脱手段と、
を具備することを特徴とする光イメージング装置。

【請求項 2】 前記光ファイババンドルの光源側の端面と、前記光源から発せられ前記光ファイババンドルに入射する光との相対的な位置関係を調整する位置調整手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の光イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は光ファイババンドルを用いて、顕微鏡画像を得る光イメージング装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

対象物の顕微鏡画像を得ることができるようにした従来例として特開平 1 1 - 8 4 2 5 0 号公報には、光ファイバを用い、その先端に光走査手段を設けて対象物側に光を走査する構成にしている。

この従来例では、光ファイバを用いているが、その先端に光を走査する手段が必要になり、先端が太くなってしまう。

【 0 0 0 3 】

また、光ファイババンドルを用いて試料の顕微鏡画像を得る従来例として特開平 1 1 - 1 3 3 3 0 6 号公報に開示された共焦点顕微鏡がある。

後者の場合には、光ファイババンドルを用いているので、光走査手段を光ファイババンドルの後端側に配置することができ、先端側に光走査手段を配置しなくても済む構成となっている。

【 0 0 0 4 】**【特許文献 1】**

特開平 1 1 - 8 4 2 5 0 号公報

【 0 0 0 5 】**【特許文献 2】**

特開平 1 1 - 1 3 3 3 0 6 号公報

【 0 0 0 6 】**【発明が解決しようとする課題】**

しかし、後者の従来例では試料の表面付近しか観察できないという欠点がある。

【 0 0 0 7 】**(発明の目的)**

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、被検体の内部の顕微鏡画像を得ることができる光イメージング装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】**【課題を解決するための手段】**

被検体に光を照射するための光源と、

細径のプロープと、

前記プロープ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、

前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、

前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、

を有する光イメージング装置であって、

前記プローブの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、
前記プローブを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも 1 つと着脱可能とするための着脱手段と、
を具備することにより、針型形状部を被検体に穿刺することで被検体の内部の顕微鏡画像を得ることができるようにしている。

【0 0 0 9】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 及び図 2 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の光イメージング装置の概略の構成を示し、図 2 は光イメージング装置の内部構成を示す。

【0 0 1 0】

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態の光イメージング装置 1 は、被検体 2 を顕微鏡観察する細長の光プローブ 3 と、この光走査プローブ 3 が着脱自在に接続される本体 4 と、この本体 4 に接続され、本体内の画像生成手段で生成された顕微鏡画像（具体的には被検体 2 の組織の細胞像 5 a）を表示するモニタ 5 とから構成される。

【0 0 1 1】

光プローブ 3 は可撓性を有するチューブ内に細径の光ファイババンドル 7 が挿通されており、体腔内等に挿入可能な挿入部を有する。また、この光プローブ 3 の基端に設けたコネクタ 8 を本体 4 に設けたコネクタ受けに着脱自在に接続できるようにしている。

【0 0 1 2】

また、この光プローブ 3 の先端には硬質の先端部 1 0 を設けると共に、その先端を被検体 2 内部に穿刺できるように鋭角状に尖った針型形状部 1 1 を形成することにより、被検体 2 内部における所望とする部位を観察範囲 1 2（図 2 参照）として観察できるようにしている。

【0 0 1 3】

本体 4 の内部には、半導体レーザ等の光源 20 が設けてあり、この光源 20 からの光はコリメータレンズ 21 により平行な光束にされた後、光分離手段としてのハーフミラー 22 でその一部が反射された後、集光レンズ 23 で集光される。このハーフミラー 22 は光源 20 からの光を集光レンズ 23 側に導き、被検体 2 側からの戻り光が集光レンズ 23 を経て入射される場合にはその光を光検出器 29 側に分離する機能を持つ。なお、後述する蛍光観察の場合に（ハーフミラー 22 の代わりに）用いられるダイクロイックミラーも光分離手段の機能を持つことになる。

【0014】

集光レンズ 23 による集光する途中の光路上には、光走査手段となるスキャンミラー 24 a, 24 b が配置されており、これらのスキャンミラー 24 a, 24 b はスキャナ駆動装置 25 により電氣的に駆動されることにより、集光レンズ 23 に集光される光を集光レンズ 23 の光軸と直交する y 及び x 方向に光走査して光プローブ 3 の（光源側の端部、つまり基端面に設けた）コネクタ 8 に固定された光ファイババンドル 7 の基端面を走査し、光の照射位置を変化する。

【0015】

つまり、光ファイババンドル 7 はコネクタ 8 において、その基端面が固着され、その端面には x 及び y 方向に多数の光ファイバが整列された如くに配列されており、その基端面が集光レンズ 23 の略焦点面の位置となるように本体 4 のコネクタ受けに装着される。

従って、走査された光は 2 次元的に配列された光ファイババンドル 7 上の光ファイバを 2 次元的に走査する。以下では光ファイババンドル 7 は円形であるとして説明する。

【0016】

例えば、スキャナ駆動装置 25 はスキャンミラー 24 a を（集光レンズ 23 の光軸と直交する）y 方向に所定範囲（光ファイババンドル 3 の基端面における直径のサイズ以上）だけスキャンする時間（1 フレームの走査期間）に、スキャンミラー 24 b を（y 方向と直交する）x 方向に所定範囲（光ファイババンドル 3 の基端面における直径のサイズ以上）だけ高速に繰り返しスキャンする。

そして、光が入射された光ファイバにより光プローブ 3 の先端面に光を伝送（導光）する。

【0 0 1 7】

光プローブ 3 は途中部分は可撓性のチューブで光ファイババンドル 7 を覆って保護しており、可撓性を有する。そして、その先端側には硬質の先端部 1 0 を設けて光ファイババンドル 7 の先端部をその内部で固定すると共に、光ファイババンドル 7 で導光された光を被検体 2 側に集光照射する光学系を先端部 1 0 内に設けている。

【0 0 1 8】

光ファイババンドル 7 の先端面から出射された光は針型形状部 1 1 内に配置されたプリズム 2 6 により側方に反射され、このプリズム 2 6 の側面に対向する位置の針型形状部 1 1 の側面の開口に取り付けた、開口数が多い集光レンズ（対物レンズ） 2 7 により集光されて、この集光レンズ 2 7 に対向する側方に集光照射される。

【0 0 1 9】

図 2 の場合には、針型形状部 1 1 は例えば先端部 1 0 の外套管を形成する管状部材 1 0 a の先端側を斜めに切り欠き、その切り欠いた面を閉塞した形状にして、被検体 2 内に容易に穿刺し易い形状にしている。

【0 0 2 0】

そして、図 2 に示すように針型形状部 1 1 を被検体 2 内に穿刺することにより、集光レンズ 2 7 に対向する部分を観察範囲 1 2 として、光走査を行えるようにしている。

【0 0 2 1】

この場合、本体 4 内に設けた集光レンズ 2 3 と、スキャンミラー 2 4 a、2 4 b により光源 2 0 からの光は光ファイババンドル 7 の基端面に 2 次元的に配列された光ファイバに 2 次元的に走査されながら入射されるので、光ファイババンドル 7 の先端面から出射される光も先端面を 2 次元的に移動して出射位置が変化しながら（プリズム 2 6 及び）集光レンズ 2 7 側に入射される。

【0 0 2 2】

図 2 等では光ファイババンドル 7 の先端面から出射される光の進路を代表的な 3 点で示しており、光ファイババンドル 7 の先端面から出射される位置が異なることにより、集光照射される位置も変化する。

【 0 0 2 3 】

この場合、集光レンズ 2 7 は光ファイババンドル 7 の先端面（の光ファイバ先端面）から出射される光を集光して、それと共焦点関係となる観察範囲 1 2 に集光し、またその集光された集光点（位置）で反射或いは散乱された光のみが集光レンズ 2 7 により光を出射した光ファイバに入射される。

【 0 0 2 4 】

光ファイバに入射された光は往路を逆に辿り、光プローブ 3 の基端面から出射され、スキャンミラー 2 4 b、2 4 a 及び集光レンズ 2 3 を経て平行な光束となり、ハーフミラー 2 2 に入射され、その一部は透過して集光レンズ 2 8 により集光されて光検出器 2 9 にて受光される。

【 0 0 2 5 】

この光検出器 2 9 の受光面はピンホール状に設定されており、集光レンズ 2 8 の焦点位置付近の光のみを受光する。この光検出器 2 9 により、光電変換された光は画像処理回路 3 0 に入力される。

【 0 0 2 6 】

この画像処理回路 3 0 は、光検出器 2 9 から入力される信号を増幅すると共に、A/D 変換して、スキャナ駆動装置 2 5 によるスキャナ駆動信号と対応付けてメモリ等に格納し、2 次元の画像データを生成する。

【 0 0 2 7 】

メモリ等に格納された画像データは、1 フレームの走査期間の後に読み出され、D/A 変換等して、例えば標準的な映像信号に変換し、モニタ 5 に出力し、モニタ 5 の表示面には観察範囲 1 2 の顕微鏡的な拡大画像、より具体的には被検体 2 の組織の細胞像 5 a を光イメージング画像として表示する。

【 0 0 2 8 】

このような構成及び作用をする本実施の形態によれば、光プローブ 3 の先端部 1 0 を被検体 2 に穿刺可能な針型形状部 1 1 を設けているので、被検体 2 の表面

付近の顕微鏡（的拡大）画像を得ることができることは勿論、被検体 2 に穿刺することにより、被検体 2 の深部の組織の顕微鏡画像を容易に得ることが可能となる。

【0 0 2 9】

また、光プローブ 3 のコネクタ 8 は本体 4 のコネクタ受け 9 に着脱自在にしているので、例えば機能が異なる他の光プローブを本体 4 に装着して顕微鏡画像を得ることもできる。

例えば光ファイババンドル 7 の太さが異なるものや、光ファイバの本数が異なる光プローブを用意することにより、観察に適した分解能や解像度等で顕微鏡画像を得ることもできる。

【0 0 3 0】

また、光プローブ 3 の長期間の使用等により光ファイバが切損したり、故障したような場合においても、交換して別の光プローブを使用して観察を行うこともし易い。

なお、上述の説明では、光源 2 0 の光を被検体 2 側に集光照射し、その反射光を検出する場合の構成及び作用を説明したが、本体 4 内のハーフミラー 2 2 の代わりにダイクロイックミラーを採用することにより、蛍光観察にも適用することができる。

【0 0 3 1】

つまり、蛍光観察を行う場合には、光源 2 0 は蛍光励起する波長の光を発生してその波長の光をダイクロイックミラーで反射させて被検体 2 側に集光照射するようにする。

【0 0 3 2】

そして、被検体 2 で励起された蛍光の波長の光のみをダイクロイックミラーを透過するように設定し、この透過光を光検出器 2 9 で受光するようにする。このようにハーフミラー 2 2 をダイクロイックミラーに変更し、光源 2 0 で発生する光の波長を励起光を発生する波長に変更することで、蛍光観察が可能になる。なお、反射光観察の場合においても、光源 2 0 で発生する光は実質的には単一の波長の光を用いると良い。

【 0 0 3 3 】

なお、先端部 1 0 内に設けた集光光学系として、図 2 では斜めに切り欠いた針型形状部 1 1 側にプリズム 2 6 と集光レンズ 2 7 とを設けるように配置しているが、図 3 に示すように針型形状部 1 1 より後方側の部分にプリズム 2 6 と集光レンズ 2 7 とを設けるように配置しても良い。

【 0 0 3 4 】

(第 2 の実施の形態)

次に図 4 から図 1 0 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 4 は第 2 の実施の形態におけるコネクタのレンズ位置の調整機構を設けた本体を示し、図 5 は図 4 における自動ステージ調整装置による動作説明図を示し、図 6 はマニュアルによる（光軸方向の）ピント位置の調整機構を示し、図 7 は（光軸方向と直交する）平面位置の調整機構を示し、図 8 は電氣的に平面位置の調整を行う概略の原理等を示し、図 9 は光ファイバが存在する部分を表示するように調整する作用の説明図を示し、図 1 0 は光ファイバが存在する部分のみにスキャン範囲を調整する作用の説明図を示す。

本実施の形態は、光プローブの基端のコネクタを本体に装着した場合、適切な装着状態に調整する調整機構を備えた実施の形態に相当する。

【 0 0 3 5 】

図 4 (A) に示すようにこの本体 4 では、この本体 4 に着脱自在に装着されるコネクタ 8 を所定の装着状態にピント調整する自動調整機構 3 1 を設けている。

【 0 0 3 6 】

つまり、図 4 (B) にその一部を拡大して示すように、装着されるコネクタ 8 の光ファイババンドル 7 の基端面の位置が集光レンズ 2 3 による焦点面の位置に設定されるように集光レンズ 2 3 の位置をその光軸方向に移動してピント調整を行うようにするものである。なお、以下では簡単化のため、光ファイババンドル 7 の基端面を単にファイバ端面と略記する。

【 0 0 3 7 】

また、図 4 (A) に示す本体 4 内の構成は図 2 とほぼ同様の構成であるが、図

4 (A) では、集光レンズ 23 をコネクタ 8 側に設けた例の構成で示しているが、図 2 のように設置した場合でも同様に適用できる。また、図 4 (A) では光検出器 29 として、より具体的な光電子倍增管 (PMT と略記) 29a を用いた構成例で示している。

【0038】

図 4 に示すように本実施の形態では、集光レンズ 23 をその光軸方向に移動自在なレンズステージ 32 に取り付け、このレンズステージ 32 の (光軸方向に沿った) 位置を自動ステージ制御装置 33 により自動設定するようにしている。

【0039】

自動ステージ制御装置 33 は PMT 29a の出力信号を用いてレンズステージ 32 の位置を自動調整する。

この場合、この自動ステージ制御装置 33 は図 5 で説明するように PMT 29a による出力信号が最大となる、つまり図 4 (B) に示すように、ファイバ端面からの反射光が最も強くなるように、レンズステージ 32 の位置を自動調整する。

【0040】

この自動ステージ制御装置 33 による自動調整の設定動作を図 5 を参照して説明する。

最初にコネクタ 8 を本体 4 のコネクタ受けに挿入 (装着) する。そして、図示しない自動調整のスイッチを ON にする。

【0041】

すると、自動ステージ制御装置 33 は自動設定の動作を開始し、ステップ S1 に示すように自動ステージ制御装置 33 はその内部の図示しない CPU が PMT 29a の出力 V を読む。

【0042】

そして、ステップ S2 に示すように CPU は出力 V を参照用の出力値 V_{ref} に設定する。次のステップ S3 で自動ステージ制御装置 33 の CPU はレンズステージ 32 (つまり集光レンズ 23) をファイバ端面に 1 ステップ分近づける。その後、ステップ S4 に示すように CPU は PMT 29a の出力 V を読む。

【 0 0 4 3 】

次のステップ S 5 で、CPU は出力 V と参照用の出力値 V r e f との比較判断、例えば $V > V r e f$ の比較判定を行う。この比較判定に該当する、つまり $V > V r e f$ の場合にはステップ S 2 に戻り同様の処理を繰り返す。一方、 $V > V r e f$ の比較判定にならない場合にはステップ S 6 に進む。

【 0 0 4 4 】

このステップ S 6 では出力 V を参照用の出力値 V r e f に設定する。そして、次のステップ S 7 で、自動ステージ制御装置 3 3 の CPU はレンズステージ 3 2 (つまり集光レンズ 2 3) をファイバ端面から 1 ステップ分遠ざける。その後、ステップ S 8 に示すように CPU は PMT 2 9 a の出力 V を読む。

【 0 0 4 5 】

次のステップ S 9 で、CPU は出力 V と参照用の出力値 V r e f との比較、例えば $V > V r e f$ の比較判定を行う。 $V > V r e f$ の判定結果の場合にはステップ S 6 に戻り同様の処理を繰り返す。一方、 $V > V r e f$ にならない場合にはステップ S 1 0 に進む。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 1 0 では自動ステージ制御装置 3 3 の CPU はレンズステージ 3 2 (つまり集光レンズ 2 3) をファイバ端面に 1 ステップ分近づけた後、この自動調整の設定動作を終了する。

【 0 0 4 7 】

図 5 に示すような自動設定の制御方法によれば、最初のコネクタ 8 の装着状態が焦点面の位置からいずれの方向にずれていても、レンズステージ 3 2 を微小な移動のステップ量ずつ近づけたり、遠ざけたりできるようにしているので反射光の強度が最も大きくなる焦点面の状態に自動設定することができる。

【 0 0 4 8 】

従って、本実施の形態によれば、コネクタ 8 を装着してファイバ端面が焦点面の位置に調整する作業を不用にでき、操作性 (使い勝手) を大幅に向上することができる。

【 0 0 4 9 】

図5では自動ステージ制御装置33による自動調整の方法を説明したが、図6に示すようにマニュアルで調整を行うピント調整機構41にしても良い。

図6では、本体4に着脱可能な着脱手段となるコネクタ側に設けた構成を示している。

コネクタ42を構成するコネクタ本体42aにはファイバ端面を固定したファイバホルダ（バンドルホルダ）43の位置を集光レンズ23の光軸方向に調整する位置調整ネジ44を設けている。

【0050】

例えば、ファイバ端面を固定したファイバホルダ43はコネクタ本体42aの内側に集光レンズ23の光軸方向に移動自在に嵌入され、ファイバホルダ43のフランジ部を貫通するレール孔にレール45を通すと共に、ネジ孔には位置調整ネジ44を通してしている。

そして、この位置調整ネジ44の摘み部を回転することにより、ファイバホルダ43を光軸と平行な方向に移動できるようにしている。

【0051】

また、コネクタ本体42aは本体4に設けたコネクタ受け46における内周面に嵌合して位置決めされ、バネ47で付勢されたコネクタ固定部材48でコネクタ受け46に固定される。

図6の構成の場合には、位置調整ネジ45の摘み部を回転して、ファイバホルダ43を集光レンズ23の光軸方向に移動し、その際に光検出器29（或いはPMT29a）の出力が最大となる位置に調整すれば良い。

【0052】

図7は光軸方向と直交する平面位置のマニュアルによる調整機構51を示す。図7（A）は断面によりその構成を示し、図7（B）は正面図でその構成を示す。

つまり、図6では光軸方向の調整機構を説明したが、図7は光軸と直交する平面で、ファイバ端面の中心位置を略光軸上に設定するための調整機構の構造を示す。

【0053】

図 7 に示すようにコネクタ 5 2 を構成するコネクタ本体 5 2 a には、ファイバ端面が集光レンズ 2 3 の光軸方向と直交する平面内における一方の方向（図 7 （A）及び図 7 （B）では例えば上下方向）に移動自在となるファイバホルダ 5 3 により保持され、このファイバホルダ 5 3 は位置調整ネジ 5 4 a により上下方向に移動可能である。

【 0 0 5 4 】

また、このファイバホルダ 5 3 は、このファイバホルダ 5 3 の移動方向と直交する水平方向に移動自在のステージ 5 5 に搭載され、このステージ 5 5 は位置調整ネジ 5 4 b により水平方向に移動する。

つまり、位置調整ネジ 5 4 a 及び 5 4 b により、ファイバ端面が上下及び左右方向に移動可能である。

【 0 0 5 5 】

また、このコネクタ本体 5 2 a は図 6 の場合と同様に本体 4 に設けたコネクタ受け 4 6 における内周面に嵌合して位置決めされ、バネ 4 7 で付勢されたコネクタ固定部材 4 8 でコネクタ受け 4 6 に固定される。

このように平面位置の調整機構 5 1 を設けているので、コネクタ 5 2 を交換して別の光プローブを装着した場合においても適切な範囲の顕微鏡画像が得られるようになる。つまり、所定の機能を確保できるようになる。

【 0 0 5 6 】

図 7 では光軸方向と直交する平面位置のマニュアルによる調整機構 5 1 の説明をしたが、図 8 に示すように電氣的に行う、より具体的にはスキヤニングで調整（スキヤニングしてスキヤニング結果から表示範囲やスキヤニング範囲の調整を）するようにしても良い。

図 8 （A）はファイバ端面の部分での光ファイバの配列の様子を示し、図 8 （B）はこの端面をスキャンミラー 2 4 a、2 4 b による光スキャンの様子を示すと共に、その光スキャンした場合における光検出器 2 9 の出力における x 方向及び y 方向の出力範囲を示す。

【 0 0 5 7 】

例えば図 2 においてコネクタ 8 を本体 4 のコネクタ受けに装着して、スキャナ

駆動装置 2 5 を動作させ、その状態における光検出器 2 9 の出力値を調べ、ファイバ端面で反射されて反射光出力が得られたものの x 方向の走査範囲と y 方向の走査範囲を調べると図 8 (A) のようにファイバ端面を走査するのに必要な x 方向及び y 方向の走査範囲の情報を得ることができる。

【 0 0 5 8 】

このように走査情報が得られたら、図 9 に示すように光ファイバが存在する部分（図 9 の梨地模様の部分）だけを表示に利用するようにしても良いし、図 1 0 に示すように光ファイバがある部分付近にスキャン範囲を自動調整するようにしても良い。

【 0 0 5 9 】

このようにすると、光軸と垂直な平面方向での位置調整を電氣的に行うことができる。

まず、図 9 により光ファイバが存在する部分のみを表示に利用する場合を説明する。

図 9 (A) は低速側、具体例では y 方向の走査を行う場合のトリガとなるフレームトリガを示し、このフレームトリガに同期して y 方向の光走査（低速スキャン側）が行われる。図 9 (B) はこの場合におけるファイバ端面が存在する部分であると、この部分で反射光が検出される状態になる（H レベルで示す）。

【 0 0 6 0 】

また、図 9 (C) は x 方向の光スキャン（高速スキャン）を行う場合のライントリガを示し、この場合においても、図 9 (D) に示すようにファイバ端面が存在する部分では反射光が検出されることになる。

つまり、図 9 (B) の右側の図 9 (E) に示すようにファイバ端面がある部分を含むようにそれより広い範囲をスキャン範囲としてスキャンし、反射光が検出される範囲でのみ表示を図 9 (F) に示すように表示範囲にする。このようにすると、光軸と垂直な平面方向の位置調整を電氣的に容易に行うことができる。

【 0 0 6 1 】

次に図 1 0 を参照して、光ファイバが存在する部分付近にスキャン範囲を自動調整する方法を説明する。

図 1 0 (A) 側は (コネクタ 8 を装着して自動調整ボタンを ON にして) 自動調整前にスキャンした場合のスキャン範囲やその場合におけるミラーの振動、トリガ信号、ファイバ端面からの反射光を示し、左側の図 1 0 (B) は自動調整後のスキャン範囲等を示す。

【0 0 6 2】

まず、図 8 (B) に示したのと同様に図 1 0 (A) の最上部に示したようにスキャンする。その下には、この場合におけるスキャンミラー 2 4 a (及び 2 4 b) の振動を示し、その下はそのトリガ信号を (共通で) 示し、さらにその下は反射光の検出の有無を示している。

【0 0 6 3】

反射光の範囲が検出 (取得) された場合には、この反射光の範囲を基準にして、白抜きの矢印の方向の図 1 0 (B) に示すように、スキャン範囲を狭く (小さく) する。

【0 0 6 4】

具体的には、反射光が検出される範囲がスキャン範囲の 9 0 % 以上となるようにスキャンミラー 2 4 a (及び 2 4 b) の振動の振幅を小さくする。換言すると、反射光が検出される時間範囲がトリガ 1 周期の 9 0 % 以上になるようにスキャナ駆動信号の振幅を小さくするように自動調整する。

【0 0 6 5】

このようにスキャナ駆動信号の振幅を、ファイバ端面からの反射光が検出される範囲付近に自動調整することにより、コネクタ 8 を装着した場合における適切な装着状態に設定する作業が不用となり、使い勝手を向上できる。

【0 0 6 6】

上述したように、本実施の形態によれば、ピント調整を行うようにしているので、S N 比の良い顕微鏡画像を得ることができる。また平面位置の調整を行うようにしているので、光ファイバ端面のファイバ本数だけの解像度の顕微鏡画像を得たり、また収差の少ない画質の良い顕微鏡画像を得ることもできる。

また、電氣的に自動調整することにより、使用者が調整しなくても済み、使い勝手を向上できる。その他、第 1 の実施の形態と同様の効果がある。

【0067】

なお、本実施の形態で説明した実施の形態を組み合わせても良い。つまり、光軸方向でのピント位置調整と、光軸と直交する方向の平面位置調整とを組み合わせるようにしても良い。より具体的には、図4のレンズ位置（ピント位置）調整と図7のコネクタでの平面位置調整を組み合わせたり、図6のコネクタでの調整と図8（～図10）スキャンニング調整を組み合わせてもよいし、図4のレンズ位置調整と図8のスキャンニング調整を組み合わせたり、図6のコネクタでの調整と図7のコネクタでの平面位置調整を組み合わせる等、いずれの組み合わせでも良い。

【0068】

（第3の実施の形態）

次に図11から図17を参照して本発明の第3の実施の形態を説明する。図11は本体4に着脱されるコネクタ8の周辺部の光学系を示す。本実施の形態は、光ファイババンドル7のコネクタ8側の基端部（ファイバ端面）付近の外径を大きくした拡径部58を形成している。

つまり、基端部付近では、光ファイバの外径を、例えばテーパ状に太くし、外径を太くすることにより光ファイバ配列の間隔を大きくしている。

【0069】

このように光ファイバ配列の間隔を大きくすることにより、集光レンズ23により入射される場合における隣接する光ファイバのコア間の間隔を（基端のコネクタ付近より前側部分等の他のプローブ部分でのコア間の間隔よりも）大きくしてクロストークを抑制できるようにすると共に、光ファイバ配列の間隔を大きくした際に、コアの直径も大きくして光の伝送効率も向上している。

【0070】

また、図12は本実施の形態に採用される光ファイババンドル7のコア61とクラッド62のサイズの関係を示す。

図12（A）はクロストーク（分解能）を重視した場合、また図11（C）は光効率（SN比）を重視した場合、そして図12（B）はその両方を考慮した場合における光ファイババンドル7におけるコア61及びクラッド62のサイズの

概略を示す。

【0071】

図12 (A) ではコア61の直径aとクラッド62の直径bの比、 $a:b$ を1:3に設定して、SN比よりもクロストークを抑制した光ファイババンドル7にしている。

図12 (C) ではコア61の直径aとクラッド62の直径bの比、 $a:b$ を3:1に設定して、クロストークの抑制よりもSN比を高くできるようにした光ファイババンドル7にしている。

【0072】

また、図12 (B) はコア61の直径aとクラッド62の直径bの比、 $a:b$ を図12 (A) と図12 (C) の中間の値、つまり1:3~3:1に設定して、適度のクロストークの抑制とSN比が得られるようにした。

【0073】

図13は第3の実施の形態の光プローブにおける先端部10の構造を示す。

本実施の形態における先端部10では針型形状部11が、例えば回転対称な形状にしている。

【0074】

つまり、針型形状部11は管状部材10aの先端側を円錐台形状にして、光ファイババンドル7の先端面からさらにプリズム26で反射された光が入射される円錐形状部分の側面に開口を設けて集光レンズ27を取り付け、この集光レンズ27を介して観察範囲12側に光を集光照射するようにしている。

【0075】

本実施の形態では、集光レンズ27は円錐面に設けた開口に取り付けているので、集光レンズ27の光軸は管状部材10aの軸方向とこれに垂直な方向との間の斜め方向となり、本実施の形態では斜め方向から観察範囲12を観察することができる。

【0076】

図14は第1変形例における先端部10の構造を示す。

本変形例における先端部10では針型形状部11が、図13の場合とほぼ同

様に回転対称な形状にしているが、本変形例では直視型の光プローブを形成している。

【0077】

つまり、管状部材 10 a の内側に固定された光ファイババンドル 7 の先端面から出射される光は、管状部材 10 a の中心軸方向に出射され、針型形状部 11 を形成する円錐形状部分の内壁にその光軸が前記中心軸と平行となるように固定された集光レンズ 27 により集光され、円錐の先端付近を切り欠いた観察窓に取り付けたカバーガラス 66 を経て、前方側の観察範囲 12 側に集光照射されるようになる。本変形例によれば、直視方向の観察ができる。

【0078】

図 15 は第 2 変形例における先端部 10 の構造を示す。この変形例は図 14 において、集光レンズ 27 の代わりに GRIN レンズ 67 を採用したものである。

具体的には、光ファイババンドル 26 の先端面と観察窓に取り付けたカバーガラス 66 との間に、GRIN レンズ 67 を配置したものである。

【0079】

本変形例も直視方向の観察ができる。また、GRIN レンズ 67 を採用することにより、通常の集光レンズ 27 を用いた場合よりも、より細径化することもできる。また、光量ロスを小さくできる等の効果がある。

【0080】

図 16 は第 3 変形例における先端部 10 の構造を示す。この変形例は図 2 に示す第 1 の実施の形態において、光ファイババンドル 26 の先端面とプリズム 26 との間に、マイクロレンズアレイ 68 を配置し、かつ集光レンズ 27 を用いない構造にしている。つまり、図 2 における集光レンズ 27 を取り付けていた開口にはカバーガラス 66 を取り付け透明窓にした構造にしている。

【0081】

このようにマイクロレンズアレイ 68 を採用した構造にすることにより、集光レンズ 27 を採用した場合における視野の端で生じる収差を抑えることができるようにしている。

【0082】

換言すると、近軸光線の範囲から外れた光線の場合には集光レンズ 27 の場合には収差となって画像の劣化の原因となるが、マイクロレンズアレイ 68 を採用することにより、近軸光線に近い状態での集光レンズの機能を持たせることができ、収差の少ない画像を得られる効果がある。

【0083】

図 17 は第 4 変形例における先端部 10 の構造を示す。この変形例は図 2 において、プリズム 26 と集光レンズ 27 との機能を持つプリズムレンズ 69 を採用している。

【0084】

具体的には、図 2 におけるプリズム 26 が配置されている位置にプリズムレンズ 69 を配置している。このプリズムレンズ 69 は光ファイババンドル 26 の先端面に対向する面と、カバーガラス 66 に対向する面とを凸レンズ状にしたプリズムレンズにしている。

このように両機能を持つプリズムレンズ 69 を採用することにより、光学調整や組立等が容易となり、低コスト化も可能となる。

【0085】

本実施の形態によれば、コネクタ付近での外径を大きくしているので、クロストークを低減したり、S/N 比を向上した光イメージング画像を得ることができる。その他、第 1 の実施の形態と同様の効果がある。

【0086】

(第 4 の実施の形態)

次に図 18 から図 22 を参照して本発明の第 4 の実施の形態を説明する。図 18 (A) は第 4 の実施の形態における光プローブの先端側の構成を示し、図 18 (B) はその中空ニードルを示す。

【0087】

本実施の形態の光プローブは、中空ニードル 71 内に光ファイババンドル 7 及び集光レンズ 27 を配置した内筒 72 を配置し、この内筒 72 の先端部付近を（光ファイババンドル 7 の軸方向となる） z 方向に伸縮する z 方向アクチュエータ 73 で保持している。

【0088】

円筒状の内筒 7 2 はその先端が開口してカバーガラス 6 6 を取り付けた気密構造にした直視型のプローブの機能を持つ。

また、中空ニードル 7 1 は先端側が斜めに切り欠かれた開口 7 1 a が形成されており、図 1 8 (A) に示すように被検体 2 に穿刺することにより開口 7 1 a 内に被検体 2 の組織 2 a が入り込む。

【0089】

そして、この開口 7 1 a 内に入り込んだ組織を内筒 7 2 内のプローブにより観察することができるようにしている。この場合、z 方向アクチュエータ 7 3 により内筒 7 2 を z 方向に進退移動でき、観察範囲を z 方向に調整できるようにしている。

【0090】

本実施の形態によれば、中空ニードル 7 1 内に入り込んだ部分の組織の細胞像等の顕微鏡画像を得ることができる。また、z 方向アクチュエータ 7 3 により、深さ方向の位置が異なる顕微鏡画像を得ることができる。

【0091】

図 1 9 (A) は第 1 変形例における光プローブ 1 0 の先端側の構成を示す。この光プローブ 1 0 は図 1 3 の光プローブの先端部 1 0 において、さらに先端部 1 0 に突起 7 6 が設けてある。

【0092】

つまり、管状部材 1 0 a には、管状部材 1 0 a の軸と直交する方向に突起 7 6 が突出されている。そして、図 1 9 (B) に示すように針型形状部 1 1 を被検体 2 に穿刺した場合この突起 7 6 により、それ以上穿刺しないように規制される穿刺深さ制限手段を形成している。

本変形例によれば、穿刺して観察する場合、意図しない深さ以上に穿刺してしまうことを防止できる効果がある。

【0093】

図 2 0 は第 2 変形例における光プローブ 3 の先端側の構成を示す。

この光プローブ 3 ではその先端側に着脱可能な観察深さ制限部材 7 7 を配置し

ている。

この光プローブの先端部 1 0 には図 1 9 の場合と同様に突起 7 8 が設けてあり、この外側に観察深さ制限部材 7 7 を配置している。

【 0 0 9 4 】

この観察深さ制限部材 7 7 は略円筒形状で、その内周面に突起 7 8 の外径より小さい内径部分の係止用突起 7 7 a、7 7 b が長手方向の 2 箇所に設けてあり、突起 7 8 は両係止用突起 7 7 a、7 7 b の間で移動可能にしている。

【 0 0 9 5 】

図 2 0 (A) に示すように光プローブ 1 0 の先端に配置した観察深さ制限部材 7 7 を被検体 2 の表面にその先端面が当接するように設置した場合には、突起 7 8 は係止用突起 7 7 a に当接し、この状態では光プローブの針型形状部 1 1 の先端が被検体 2 の表面付近に位置し、その場合には表面付近の観察範囲 1 2 となる。

【 0 0 9 6 】

さらに深部側を観察しようとする場合には針型形状部 1 1 を被検体 2 内に穿刺することにより、被検体 2 内部を観察範囲 1 2 とすることができる。深く穿刺した場合でも図 2 0 (B) に示すように突起 7 8 が係止用突起 7 7 b に当接する状態よりは深く穿刺できないように規制している。

つまり、係止用突起 7 7 b により、これ以上深くまで穿刺されないようにできる。つまり、観察を意図しない深さまで穿刺することを防止できる。

【 0 0 9 7 】

(第 5 の実施の形態)

次に図 2 1 及び図 2 2 を参照して本発明の第 5 の実施の形態を説明する。図 2 1 は第 5 の実施の形態における光プローブ 3 及び本体 4 の光学系部分の構成を示す。

本実施の形態における本体 4 では、図 2 の本体 4 の光学系において、ハーフミラー 2 2 の代わりに偏光ビームスプリッタ (P B S と略記) 8 1 を採用している。

【 0 0 9 8 】

また、光源 2 0 は S 偏光の光を発生し、この S 偏光の光が P B S 8 1 に入射され、この光は P B S 8 1 で殆ど 1 0 0 % 反射されるようにしている。この P B S 8 1 は P 偏光の光を透過する。

また、本実施の形態における光プローブ 3 は、例えば図 1 4 の光プローブにおいて、光ファイババンドル 7 の先端面と集光レンズ 2 7 との間に 1 / 4 波長板 8 2 が配置されたものが用いてある。

その他は第 1 の実施の形態と同様の構成である。本実施の形態によれば、P B S 8 2 で反射された光がスキャンミラー 2 4 a、2 4 b で反射されて光プローブ 3 の光ファイババンドル 7 の基端面に集光して入射された場合、その基端面で仮に反射されてもその光は P B S 8 1 を透過しないので、反射光が光検出器（ここでは P M T 2 9 a）に入射されないようにでき、S N 比を向上できる。

【 0 0 9 9 】

また、光ファイババンドル 7 の先端面から出射された S 偏光の光は 1 / 4 波長板 8 2 を透過した際、円偏光の光となり、被検体 2 側からの反射光がこの 1 / 4 波長板 8 2 を透過した際に P 偏光となり、この光は P B S 8 1 を殆ど 1 0 0 % 透過し P M T 2 9 a で受光される。

つまり、本実施の形態では、光の信号成分のみを効率良く利用でき、S N 比を向上できる。

【 0 1 0 0 】

図 2 2 は変形例における光イメージング装置 8 3 の主要部、つまり本体内の光学系を光プローブと共に示す。本変形例における本体 4 は、図 2 等における本体 4 に設けた光走査手段を設けない構成にしている。

【 0 1 0 1 】

具体的には図 2 における集光レンズ 2 3 と、光プローブ 3 の光ファイババンドル 7 の基端面との間に配置されているスキャンミラー 2 4 a、2 4 b を削除して設けない構成にすると共に、集光レンズ 2 8 の結像位置に撮像素子、例えば C C D 8 4 を配置した構成にしている。

【 0 1 0 2 】

また、この場合には、集光レンズ 2 3 及び集光レンズ 2 8 は光ファイババンド

ル 7 の基端面と C C D 8 4 の撮像面とが共焦点関係に設定されている。また、光源 2 0 の光は光ファイババンドル 7 の基端面全体に入射されるように設定されている（具体的には、光源 2 0 はコリメータレンズ 2 1 の焦点位置よりわずかにコリメータレンズ 2 1 寄りに配置されている）。

【0 1 0 3】

また、光プローブ 3 は例えば図 2 の光プローブ 3 と同じ構成である。その他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

本実施の形態によれば、光走査手段を不要としているので、その構成が簡単になると共に、低コスト化することができる。

なお、図 2 2 においてハーフミラー 2 2 をダイクロイックミラーにすることにより、蛍光観察を行うことができる。

【0 1 0 4】

（第 6 の実施の形態）

次に図 2 3 及び図 2 4 を参照して本発明の第 6 の実施の形態を説明する。図 2 3 （A）は第 6 の実施の形態の光イメージング装置 9 1 の構成を示し、図 2 3 （B）は使用例における内視鏡の先端部付近を示す。

【0 1 0 5】

図 2 3 （A）に示すように本光イメージングシステム 9 1 では、光プローブ 3 による光イメージング像としての共焦点顕微鏡像（細胞像）を得る光イメージング装置としての機能の他に、種類が異なる画像取得手段による画像を合成して表示することができるようにしたものである。

【0 1 0 6】

図 2 3 に示す光イメージング装置 9 1 は、光プローブ 3、本体 4 及びモニタ 5 の他に、この光プローブ 3 が挿通されるチャンネルを備えた内視鏡 9 2 と、このチャンネル内に光プローブ 3 と共に挿通される超音波プローブ 9 3 と、この超音波プローブ 9 3 が駆動される超音波プローブ駆動装置 9 4 と、超音波プローブ 9 3 からの超音波エコー信号に対する信号処理を行い、超音波像を生成する超音波画像処理装置 9 5 と、本体 4 から出力される光イメージング像と超音波画像処理装置 9 5 から出力される超音波像とを合成する画像合成装置 9 6 とを有する。

【0107】

また、この他に、内視鏡 92 に内蔵された撮像素子による撮像信号に対する信号処理を行い内視鏡像の映像信号を生成するビデオプロセッサ等を有し、このビデオプロセッサからの内視鏡像も画像合成装置 96 に入力される。

【0108】

そして、図 23 (B) に示すように (体腔内に挿入された) 内視鏡 92 を挿入部 97 の先端部 97a を、体腔内の被検部位 2b に近づけて内視鏡 92 による観察下で、チャンネルの先端から突出される光プローブ 3 の先端部 10 を被検部位 2b の内部に穿刺するなどして観察範囲 12 で細胞像 5a を得ることができると共に、超音波プローブ 93 の先端の超音波振動子を収納した超音波収納部 98 を被検部位 2b の表面に押し付けることにより、光プローブ 3 の先端側の被検部位 2b 内に穿刺された部分 (モニタ 5 ではプローブ先端像 5d) を含む超音波像を得ることができるようにしている。

【0109】

従って、モニタ 5 には、図 23 (A) に示すように内視鏡像 5b、細胞像 5a、超音波像 5c を合成して表示することができる。超音波像 5c により針状に光プローブ 3 の先端部側のプローブ像 5d も得ることができる。

【0110】

本実施の形態によれば、細胞像 5a だけでなく、内視鏡像 5b、超音波像 5c も表示できるようにしているので、観察対象の部位に対する診断等をより総合的に行い易い。また、光プローブ 3 の先端部 10 の穿刺状態等の確認もし易くなる。

【0111】

図 24 は変形例の光イメージング装置 101 を示す。この光イメージングシステム 101 は、光プローブ 3、本体 4 及びモニタ 5 からなる光イメージング装置の機能の他に、X線画像生成手段を備えたシステムである。

【0112】

図 24 に示す光イメージング装置 101 は、実験ステージ 102 内に被検体となる例えばラット 103 が載置され、実験ステージ 102 の上端に設けたプロー

ブ固定治具 1 0 4 により、ラット 1 0 3 に針型形状部 1 1 の先端が穿刺された光プローブ 3 の先端部 1 0 が固定されている。

この光プローブ 3 が接続された本体 4 は画像合成装置 1 0 5 を介してモニタ 5 に接続されており、モニタ 5 の表示面には細胞像 5 a が表示される。

【0 1 1 3】

また、実験ステージ 1 0 2 を挟むように一方及び対向する他方の側方とには X 線を発生する X 線発生装置 1 0 6 と、その X 線を検出する X 線検出装置 1 0 7 とが配置され、X 線発生装置 1 0 6 の X 線はラット 1 0 3 に照射された後、X 線検出装置 1 0 7 で検出される。

【0 1 1 4】

この X 線検出装置 1 0 7 により電気信号に変換された後、その電気信号は X 線画像生成装置 1 0 8 に入力され、X 線像の映像信号が生成される。そして、X 線像は画像合成装置 1 0 5 に入力され、モニタ 5 の表示面には細胞像 5 a と共に、X 線像 5 e が表示される。

【0 1 1 5】

図 2 4 に示すようにモニタ 5 に表示される X 線像 5 e はラット 1 0 3 の X 線像と共に、このラット 1 0 3 に穿刺される光プローブ 3 の先端像 5 f も表示される。また、モニタ 5 の表示面上には、光プローブ 3 の先端側が穿刺される深さ表示用目盛り 1 0 9 が表示或いは付けてあり、概略の穿刺深さを容易にわかるように穿刺深さ表示手段を形成している。

本変形例によれば、図 2 3 の場合とほぼ同様の効果が得られる。

【0 1 1 6】

この他に、光プローブ 3 により得られる共焦点顕微鏡画像による画像取得手段の他の X 線検出装置 1 0 7 等の画像取得手段として光 C T 断層画像装置による光 C T 断層画像、或いは通常の光学式顕微鏡の結像位置に C C D 等を配置して得られる顕微鏡画像等を画像合成手段を介して共通のモニタ 5 等に表示するようにしても良い。

【0 1 1 7】

なお、上述した各実施の形態等では光プローブを光源 2 0、光検出手段及び画

像生成手段を内蔵した本体 4 に着脱可能にしているが、これに限定されるものでなく、例えば本体 4 を画像生成手段と別体とした場合の本体に着脱可能にしても良いし、さらに光検出手段及び画像生成手段と別体とした場合の本体に着脱可能にしても良い。この他、光源 2 0、光検出手段及び画像生成手段における少なくとも 1 つを内蔵した本体 4 に着脱可能にしても良い。

なお、上述した各実施の形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0 1 1 8】

[付記]

1. 被検体に光を照射するための光源と、
細径のプロープと、
前記プロープ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、
前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、
前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、
を有する光イメージング装置であって、
前記プロープの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、
前記プロープを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも 1 つと着脱可能とするための着脱手段と、
を具備することを特徴とする光イメージング装置。

【0 1 1 9】

- 1-1. 付記 1 において、前記プロープを被検体に穿刺する深さを制限するための穿刺深さ制限手段をもつ。
- 1-2. 付記 1 において、前記プロープが体腔内に挿入可能な体腔内観察プロープである。
- 1-3. 付記 1 において、前記ファイババンドルの光源側の端面と、前記光源から発せられ前記ファイババンドルに入射する光との相対的な位置関係を調整する、位置調整手段を持つ。

【0 1 2 0】

1-3-1. 付記 1-3 において、前記位置調整手段が前記着脱手段内の内部に設けられている。

1-3-2. 付記 1-3 において、前記位置調整手段が、前記ファイババンドルと前記光の相対的な位置関係のうち、光軸と平行な方向の相対的な位置関係を調整する。

1-3-3. 付記 1-3 において、前記位置調整手段が、前記ファイババンドルと前記光の相対的な位置関係のうち、光軸と垂直な平面方向の相対的な位置関係と調整する。

【0 1 2 1】

1-4. 付記 1 において、前記被検体に照射される前記光源からの光の照射位置を変化させる光走査手段をもつ。

1-4-1. 付記 1-4 において、前記光走査手段が、前記光源と前記ファイババンドルの光源側の端面との間に設けられている。

1-5. 付記 1 において、前記光ファイババンドルの光源側の端面と前記光源の間に、前記ファイババンドルに前記光源からの前記光を集光させるための第 1 の集光手段をもつ。

【0 1 2 2】

1-5-1. 付記 1-5 において、前記第 1 の集光手段と前記光ファイババンドルの光源側の端面との相対的な位置関係を調整する位置調整手段を持つ。

1-5-1-1. 付記 1-5-1 において、前記位置調整手段を自動制御する自動制御手段を有する。

1-5-1-2. 付記 1-5-1 において、前記位置調整手段が、前記着脱手段の内部に設けられてる。

【0 1 2 3】

1-5-1-3. 付記 1-5-1 において、前記位置調整手段が、前記第 1 の集光手段の位置を調整する。

1-5-2. 付記 1-5 において、前記着脱手段が、前記第 1 の集光手段付近と前記光ファイババンドルの光源側端面付近に設けられている。

1-6. 付記 1 において、前記光ファイババンドルの前記着脱手段付近において

、外径が他の部分より大きい。

【0 1 2 4】

1-6-1. 付記 1-6 において、前記光ファイババンドルの光源側の端面付近において、前記光ファイババンドルの光が伝達されるコアの直径が他の部分の前記コアの直径より大きい。

1-6-2. 付記 1-6 において、前記光ファイババンドルの光源側の端面付近において、前記光ファイババンドルの光が伝達されるコアとコアの間隔が、他の部分の前記間隔より大きい。

1-7. 付記 1 において、前記光ファイババンドルの、光が伝達されるコアの部分の直径がコアとコアの間隔の $1/3$ 以上 3 倍以下である。

【0 1 2 5】

1-8. 付記 1 において、前記光ファイババンドルの先端側の端面と前記被検体の間に、前記被検体に前記光源からの光を集光させる第 2 の集光手段をもつ。

1-8-1. 付記 1-8 において、前記第 2 の集光手段と前記ファイババンドルが共焦点光学系をなす。

1-8-2. 付記 1-8 において、前記第 2 の集光手段がマイクロレンズアレイである。

【0 1 2 6】

1-8-3. 付記 1-8 において、前記第 2 の集光手段によって集光される前記光が、前記プローブの軸と平行方向に前記被検体に照射される。

1-8-4. 付記 1-8 において、前記第 2 の集光手段によって集光される前記光が、前記プローブの軸と垂直方向に前記被写体に照射される。

1-8-5. 付記 1-8 において、前記第 2 の集光手段が GRIN レンズである。

【0 1 2 7】

1-8-6. 付記 1-8 において、前記第 2 の集光手段がプリズムレンズである。

1-9. 付記 1 において、前記プローブのうち、少なくとも前記先端の鋭利な形状となっている部分が管状の構造になっている。

1-10. 付記1において、前記被検体からの戻り光を前記光源からの光の光路から分離する光分離手段をもつ。

【0128】

1-10-1. 付記1-10において、前記光分離手段がダイクロイックミラー。

1-10-2. 付記1-10において、前記光分離手段が偏光ビームスプリッタ。

1-11. 付記1において、前記被検体に対する他の画像取得手段で得られる前記被検体およびその周囲に関する画像が前記画像生成手段で生成された画像と同時に表示する画像合成装置を有する。

【0129】

1-11-1. 付記1-11において、前記他の画像取得手段で得られる前記被検体に関する画像と前記画像生成手段で生成された画像が同一の画像表示手段で表示される。

1-11-2. 付記1-11において、前記他の画像取得手段で得られる前記被検体およびその周囲に関する画像に含まれる前記プローブの画像をもとに前記プローブが前記被検体に刺さっている深さを表示する穿刺深さ表示手段を有する。

1-11-3. 付記1-11において、前記他の画像取得手段で得られる画像が超音波断層画像である。

【0130】

1-11-3-1. 付記1-11-3において、前記超音波断層画像が内視鏡観察下で得られる。

1-11-4. 付記1-11において、前記他の観察方法がX線画像観察である。

1-11-5. 付記1-11において、前記他の観察方法が光CT断層画像観察である。

1-11-6. 付記1-11において、前記他の観察方法が内視鏡画像観察である。

1-11-7. 付記1-11において、前記他の観察方法が顕微鏡画像観察であ

る。

【0 1 3 1】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、被検体に光を照射するための光源と、
細径のプロープと、

前記プロープ内に設けられ、前記光源からの光を被検体に導く光ファイババンドルと、

前記被検体からの戻り光を検出する光検出手段と、

前記光検出手段から得られた信号から画像を生成する画像生成手段と、

を有する光イメージング装置であって、

前記プロープの先端を前記被検体に穿刺可能とする針型形状部と、

前記プロープを前記光源、前記光検出手段、前記画像生成手段のうち少なくとも1つと着脱可能とするための着脱手段と、

を具備しているので、針型形状部を被検体に穿刺することで被検体の内部の顕微鏡画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態の光イメージング装置の概略の全体構成図。

【図 2】

光イメージング装置の内部構成を示す図。

【図 3】

変形例における光プロープの先端部の構成を示す断面図。

【図 4】

本発明の第 2 の実施の形態における本体及びコネクタ周辺部を示す図。

【図 5】

図 4 における自動ステージ制御装置による制御方法の内容を示すフローチャート図。

【図 6】

ピント調整機構を備えたコネクタの構造を示す断面図。

【図 7】

平面位置調整機構を備えたコネクタの構造を示す図。

【図 8】

電氣的に平面位置の調整を行う概略の原理等を示す図。

【図 9】

光ファイバが存在する部分を表示するように調整する作用の説明図。

【図 1 0】

光ファイバが存在する部分のみにスキャン範囲を調整する作用の説明図。

【図 1 1】

本発明の第 3 の実施の形態における本体に装着されるコネクタ周辺部の光学系部分を示す図。

【図 1 2】

本実施の形態に採用される光ファイババンドルにおけるコアとクラッドのサイズの関係を示す図。

【図 1 3】

光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 1 4】

第 1 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 1 5】

第 2 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 1 6】

第 3 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 1 7】

第 4 変形例における光プローブの先端部の構成を示す断面図。

【図 1 8】

本発明の第 4 の実施の形態における光プローブの先端側の構成を示す図。

【図 1 9】

第 1 変形例における光プローブの先端側の構成及び作用を示す断面図。

【図 2 0】

第 2 変形例における光プローブの先端側の構成及び作用を示す図。

【図 2 1】

本発明の第 5 の実施の形態における本体内の光学系を光プローブと共に示す構成図。

【図 2 2】

変形例における本体内の光学系を光プローブと共に示す構成図。

【図 2 3】

本発明の第 6 の実施の形態の光イメージング装置の全体構成図。

【図 2 4】

変形例の光イメージング装置の全体構成図。

【符号の説明】

- 1…光イメージング装置
- 2…被検体
- 3…光プローブ
- 4…本体
- 5…モニタ
- 7…光ファイババンドル
- 8…コネクタ
- 10…先端部
- 11…針型形状部
- 12…観察範囲
- 20…光源
- 21…コリメータレンズ
- 22…ハーフミラー
- 23…集光レンズ
- 24 a、24 b…スキャンミラー
- 25…スキャナ駆動装置
- 26…プリズム
- 27…集光レンズ

2 8 … 集光レンズ

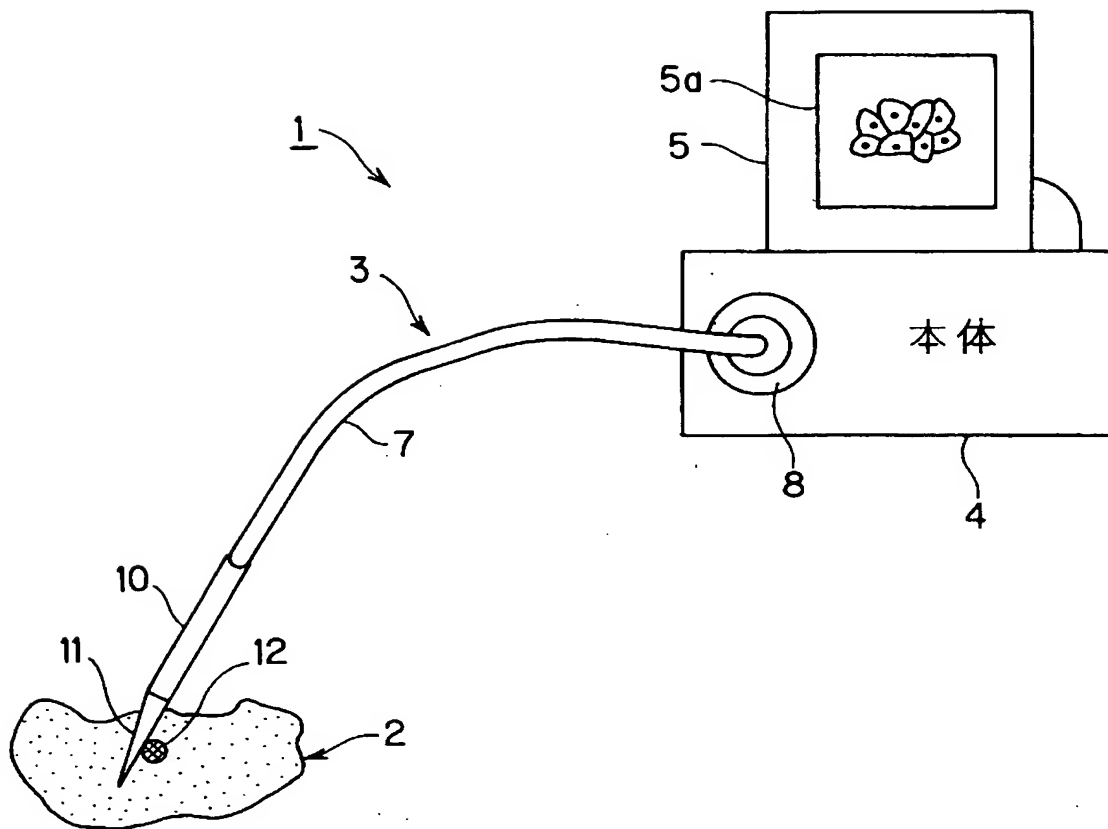
2 9 … 光検出器

3 0 … 画像処理装置

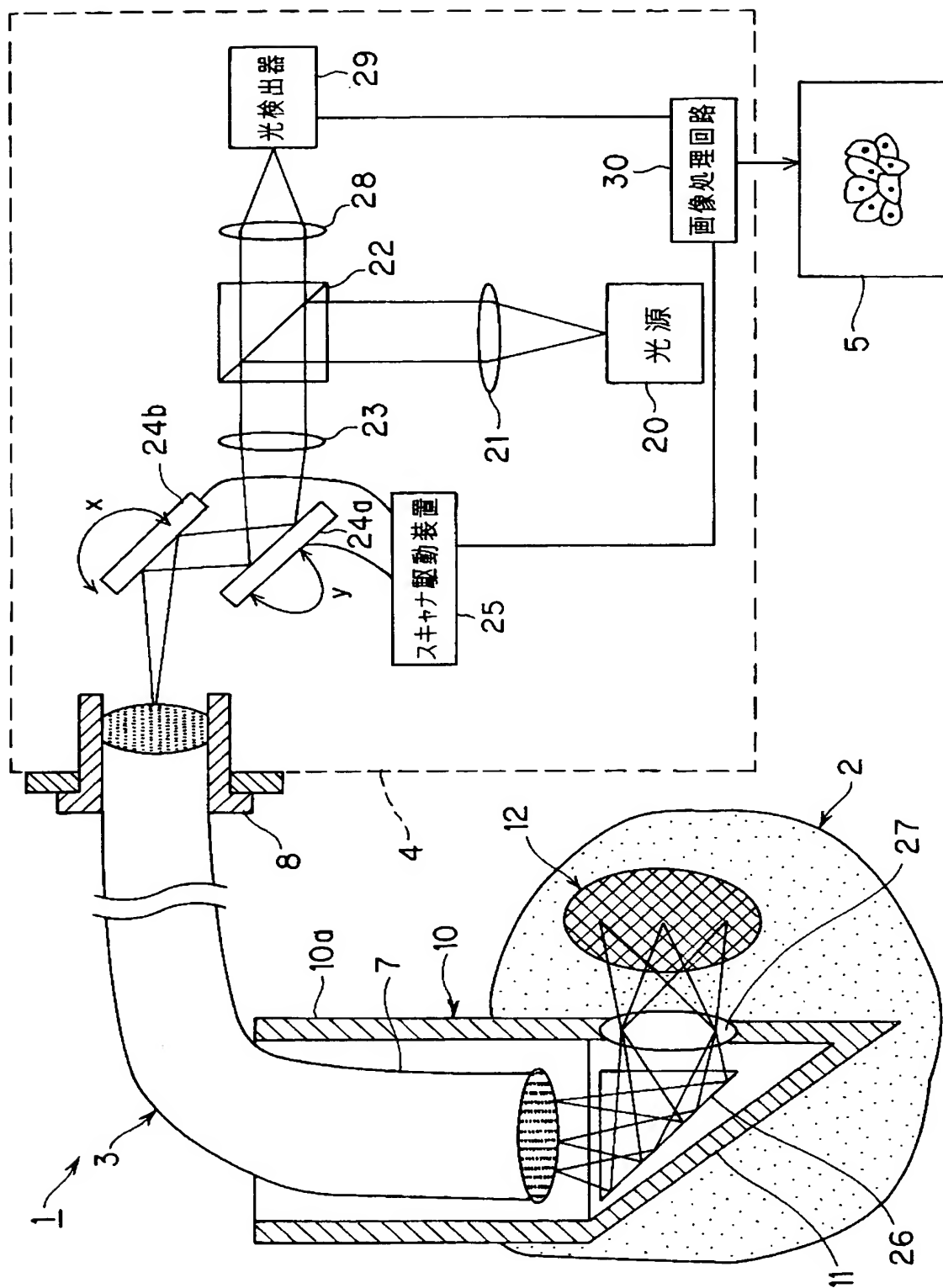
代理人 弁理士 伊藤 進

【書類名】 図面

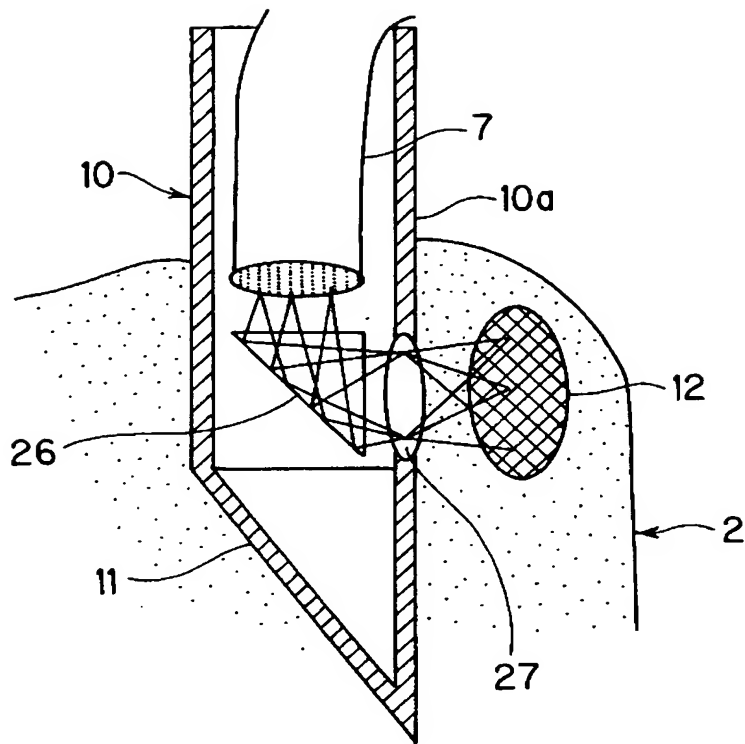
【図 1】



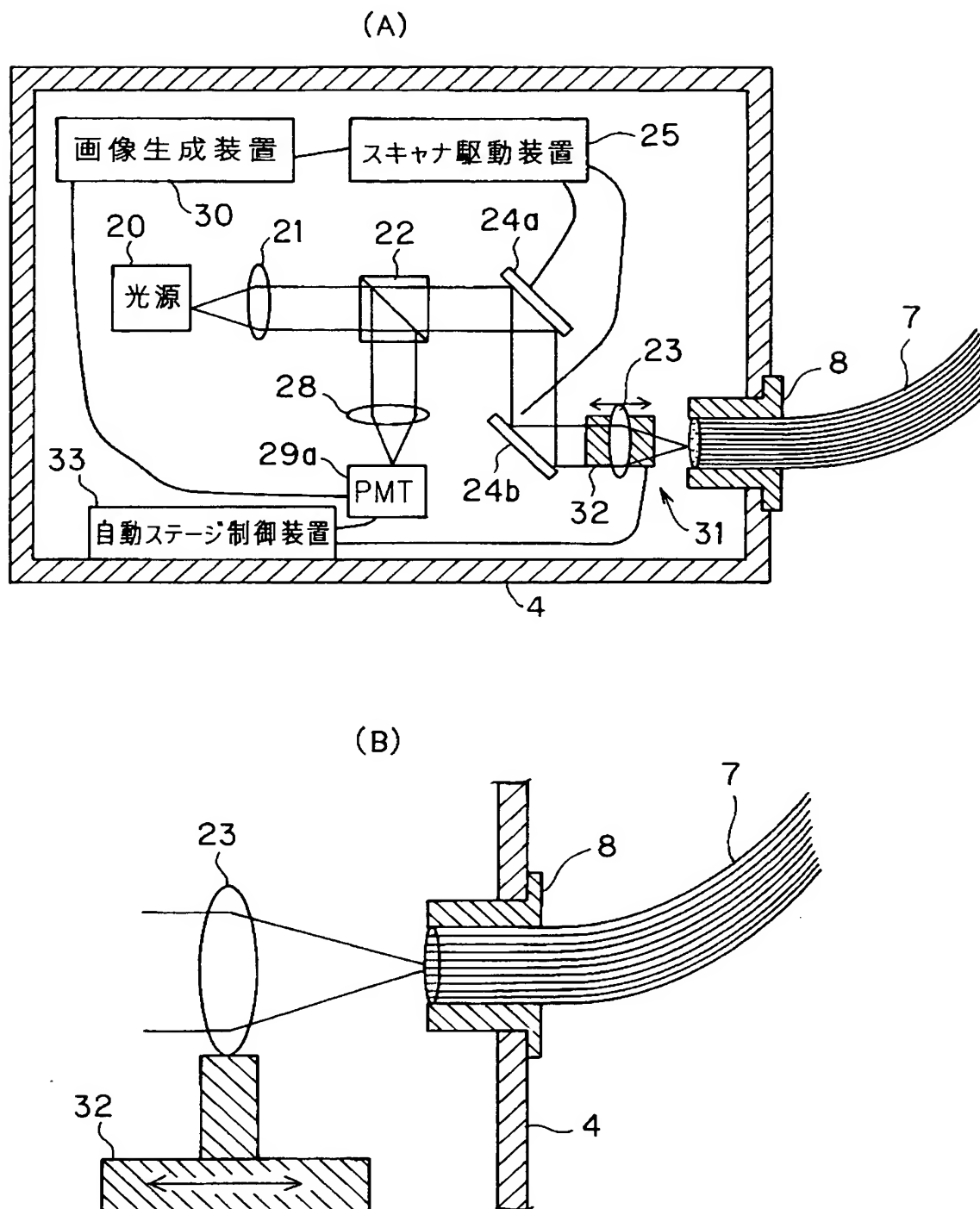
【図 2】



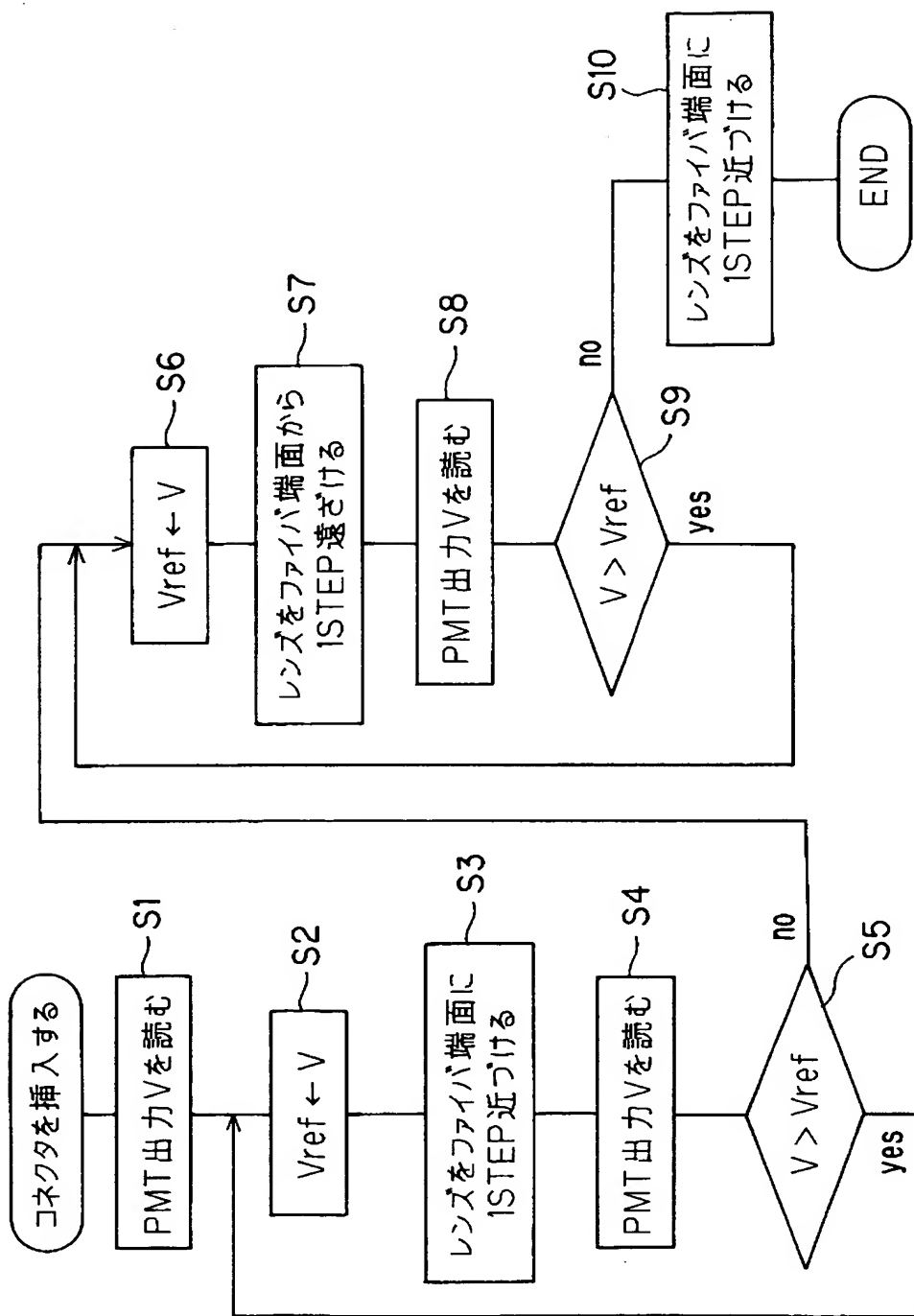
【図 3】



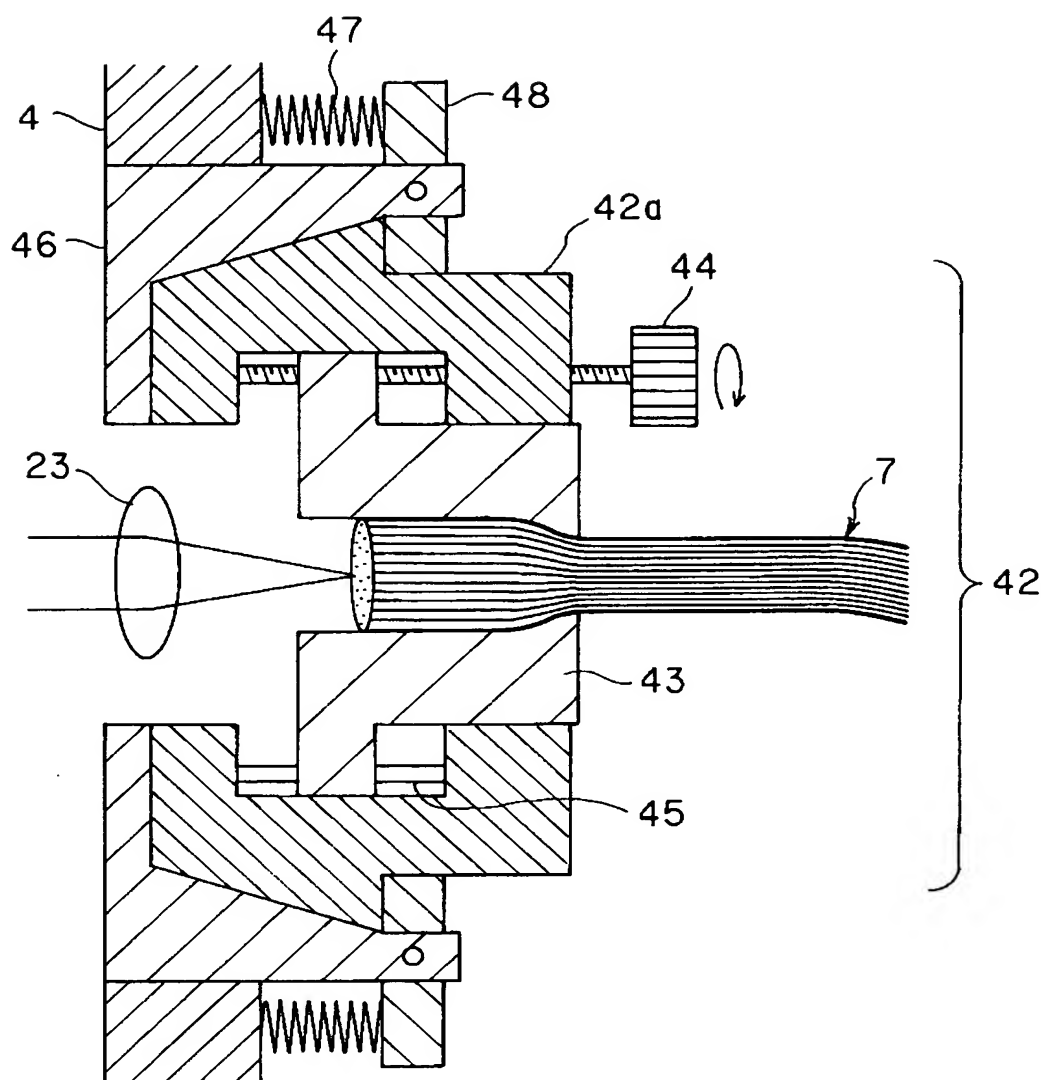
【図 4】



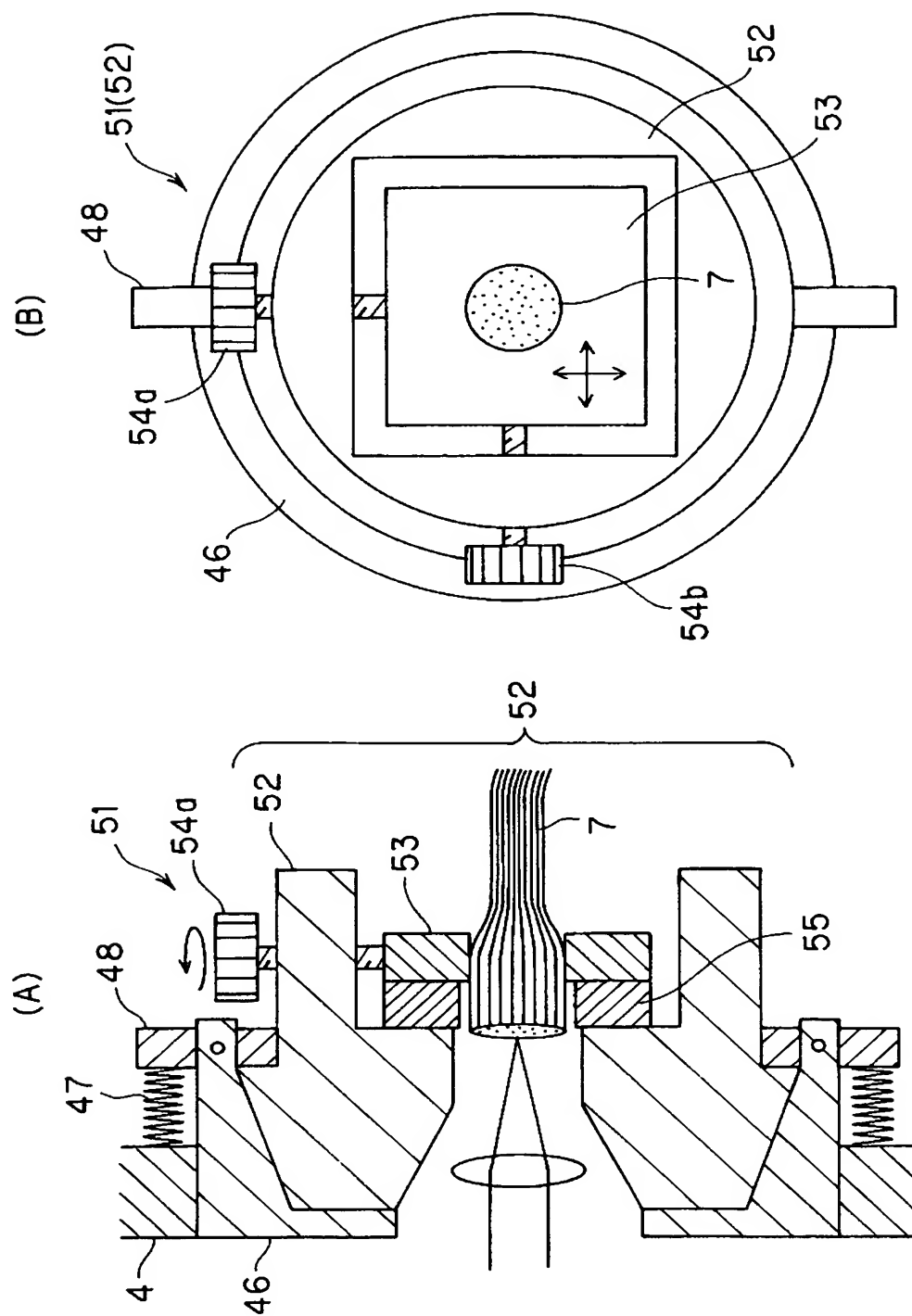
【図 5】



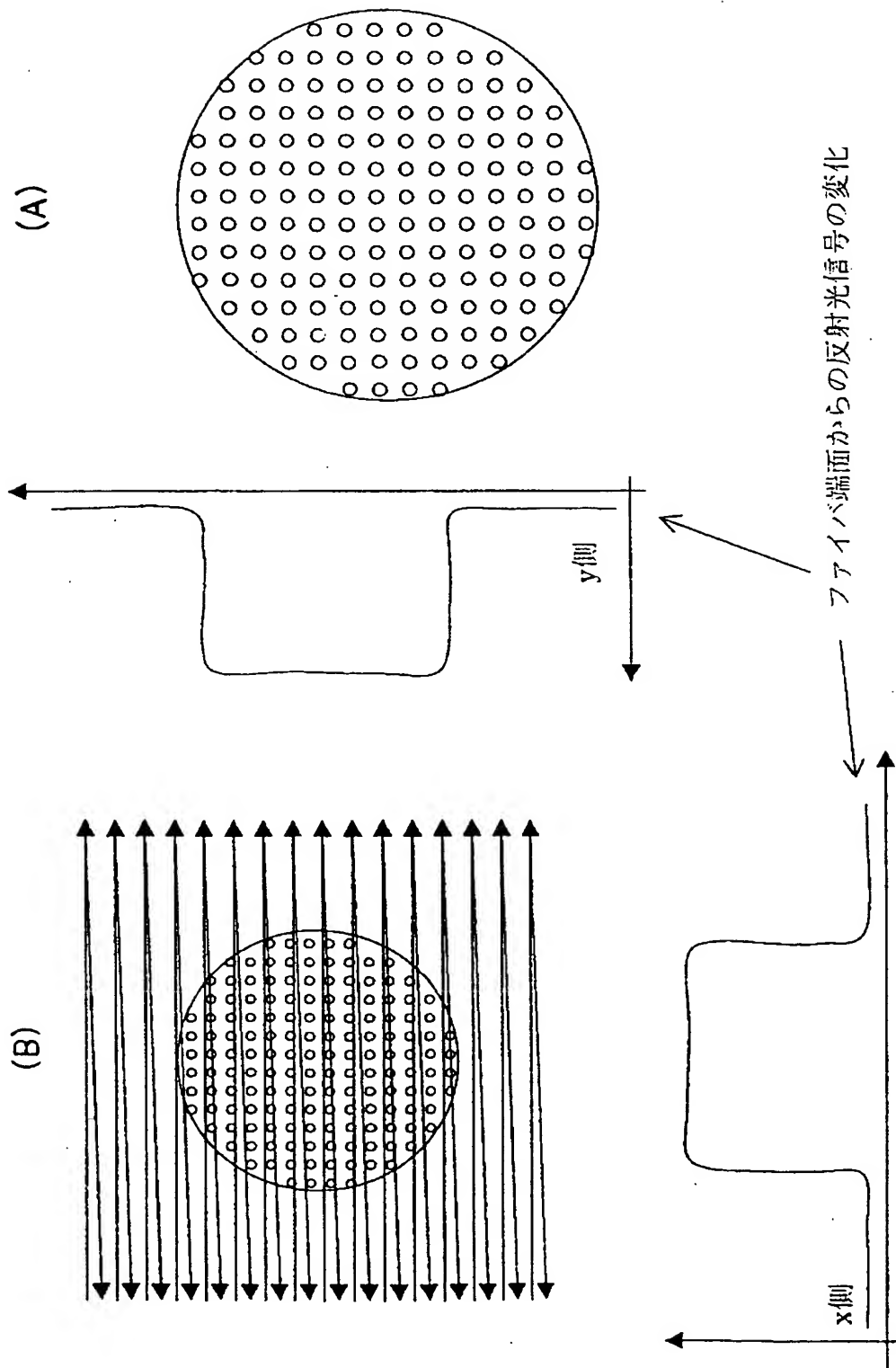
【図 6】



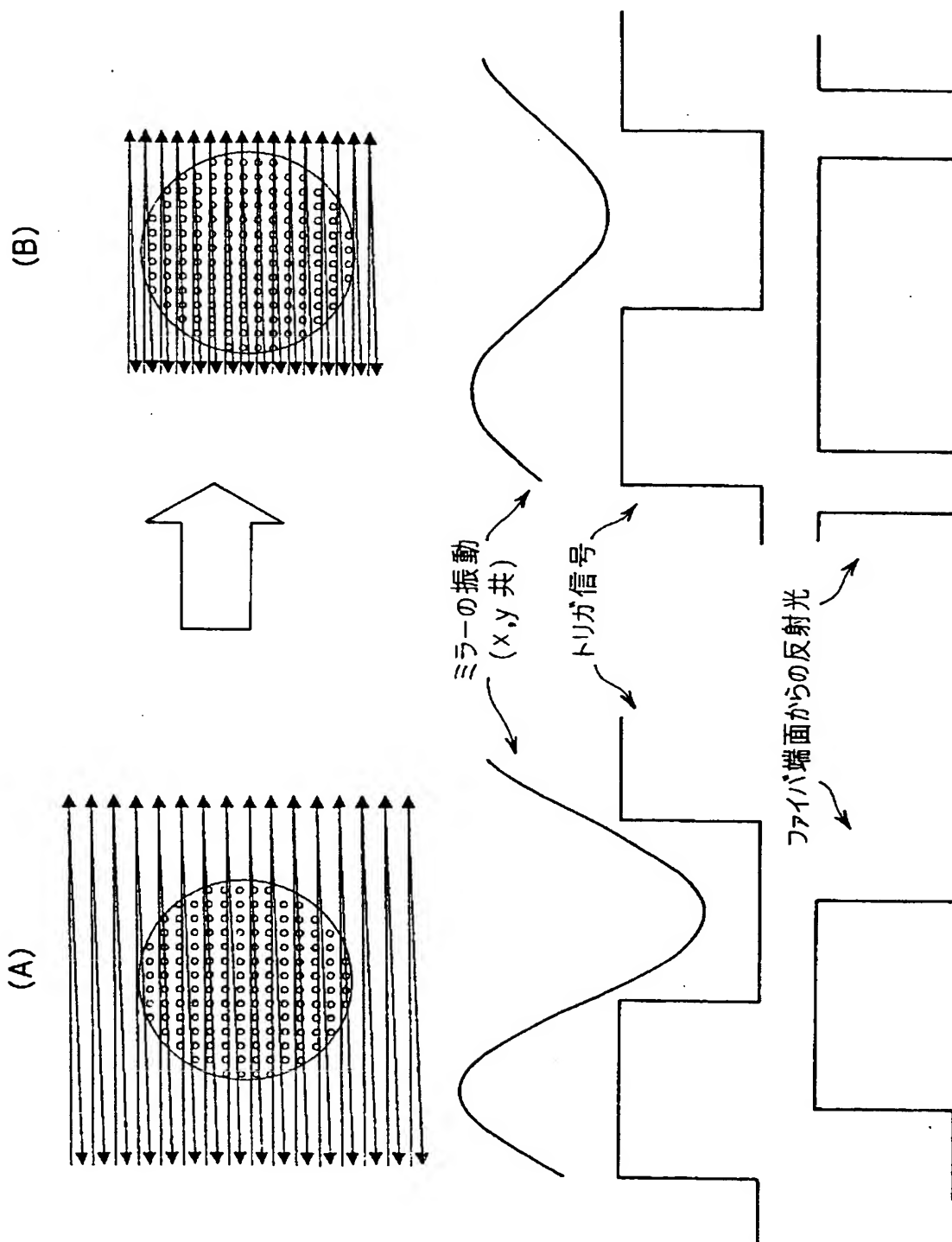
【図 7】



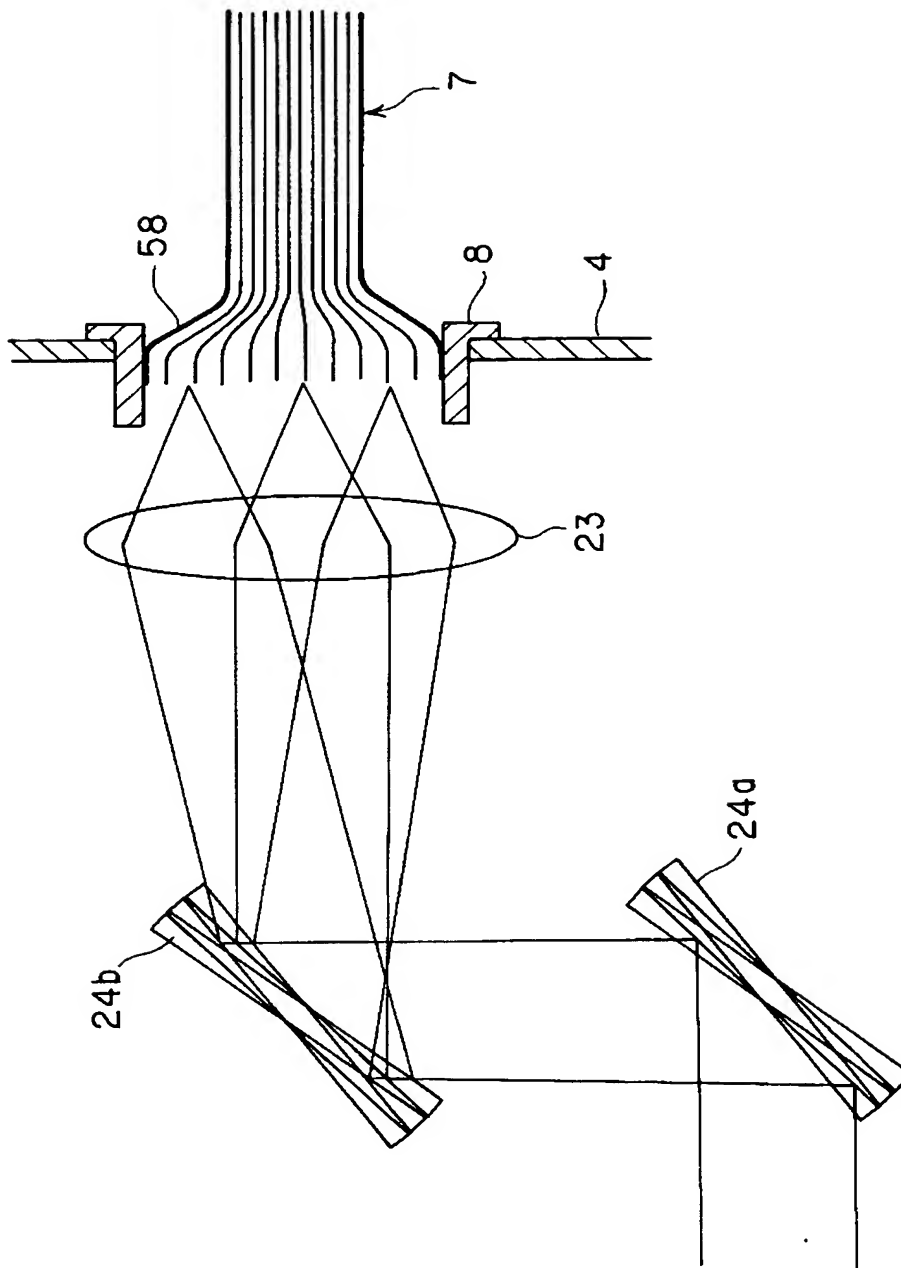
【図 8】



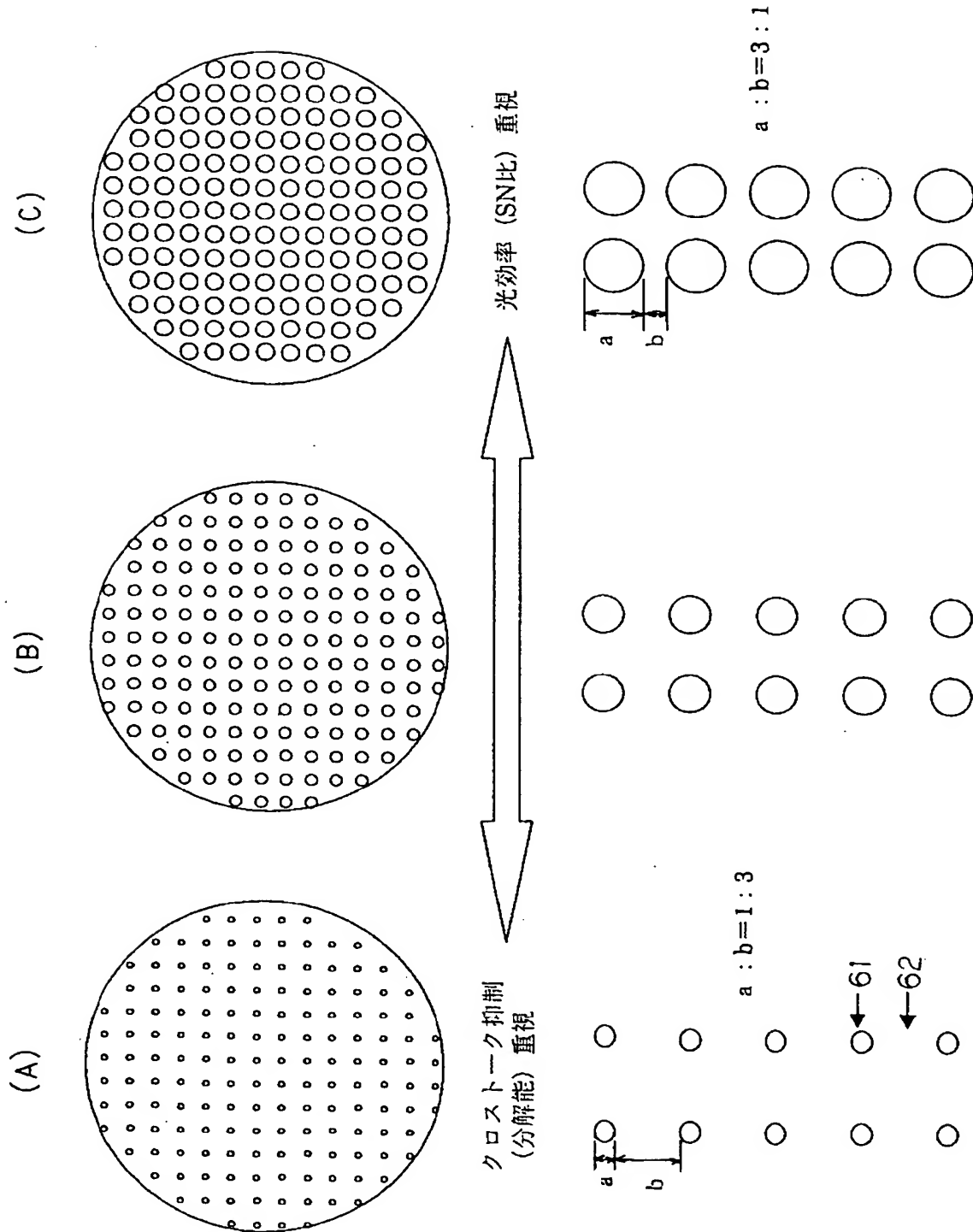
【図 10】



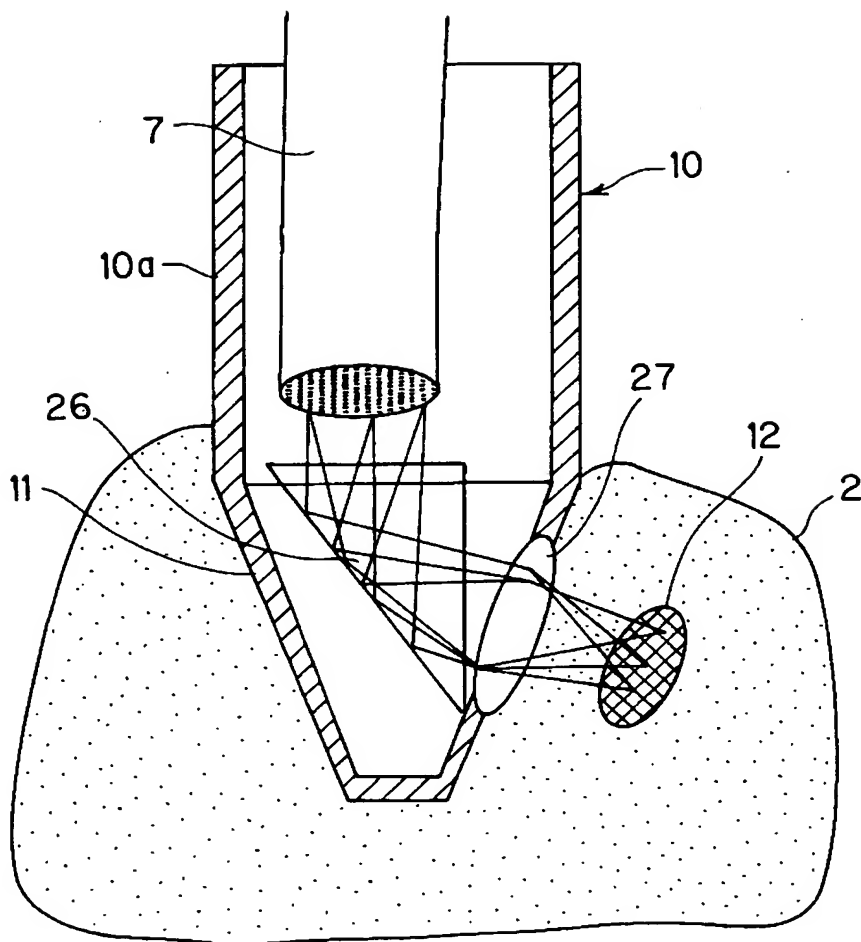
【図 11】



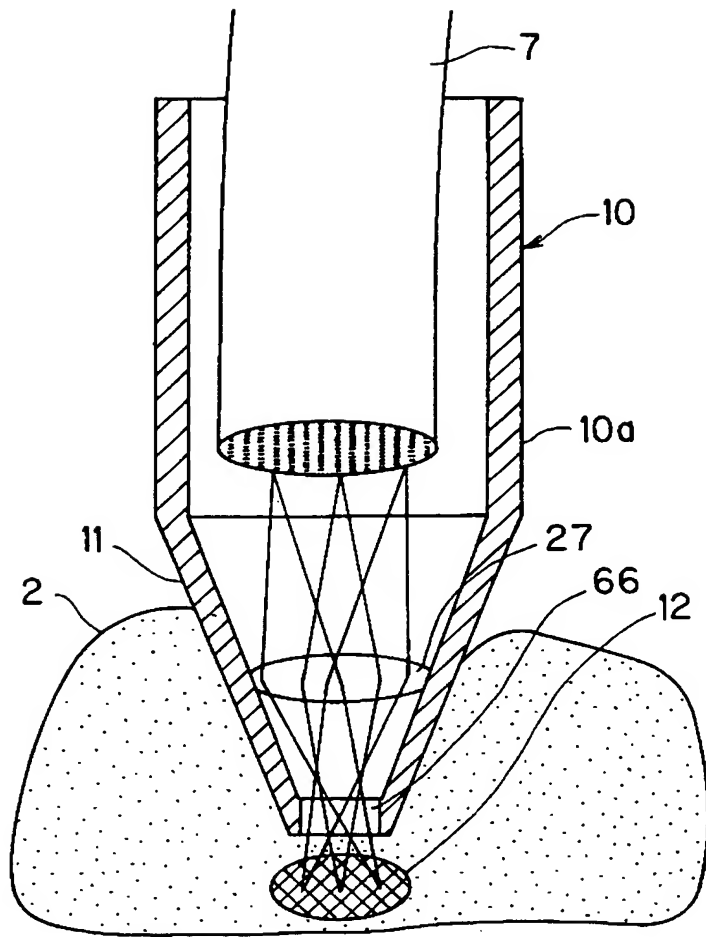
【図 12】



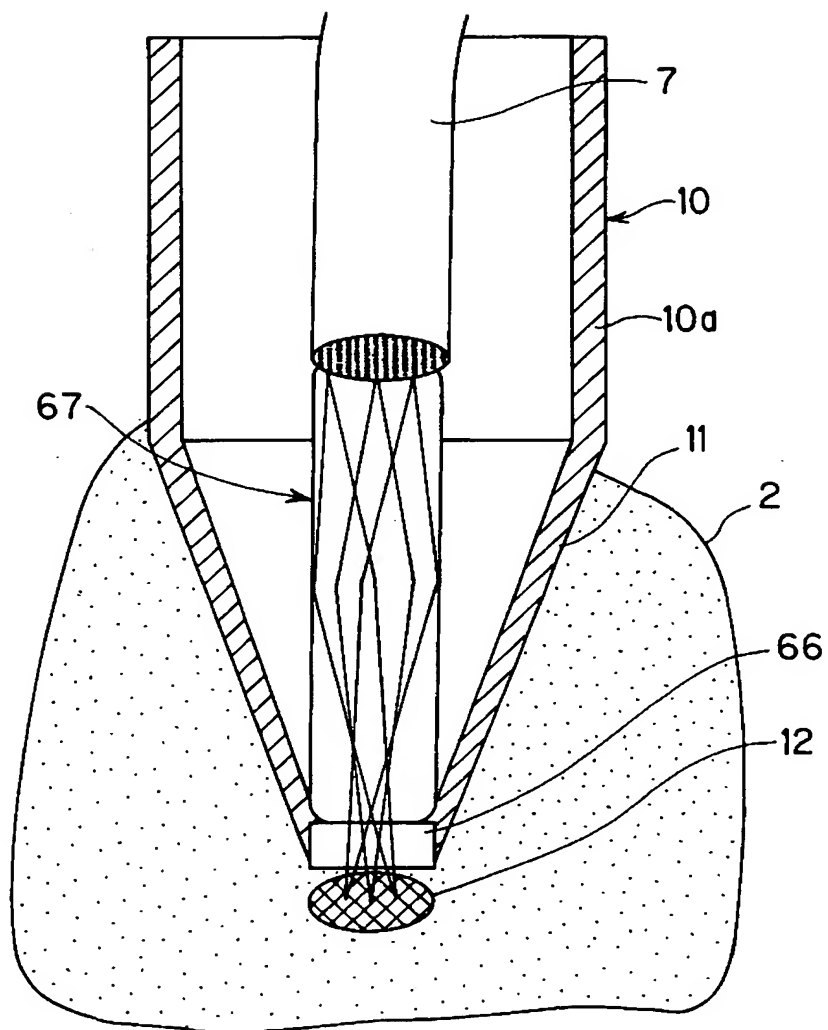
【図 13】



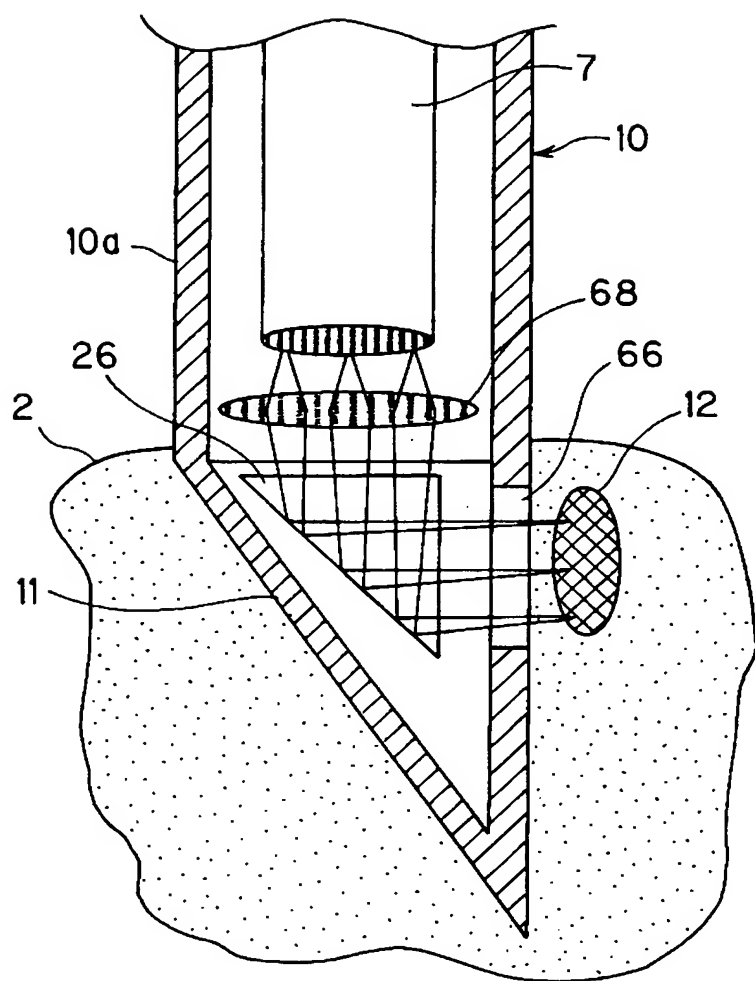
【図 14】



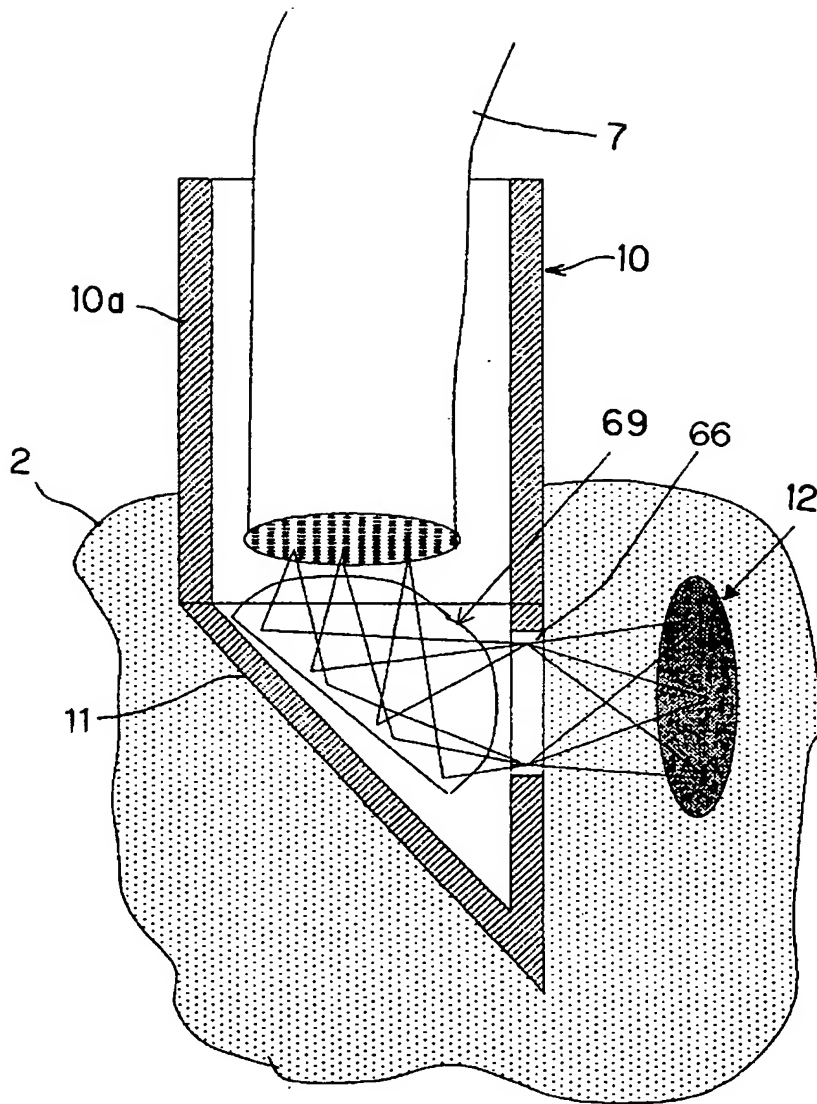
【図 15】



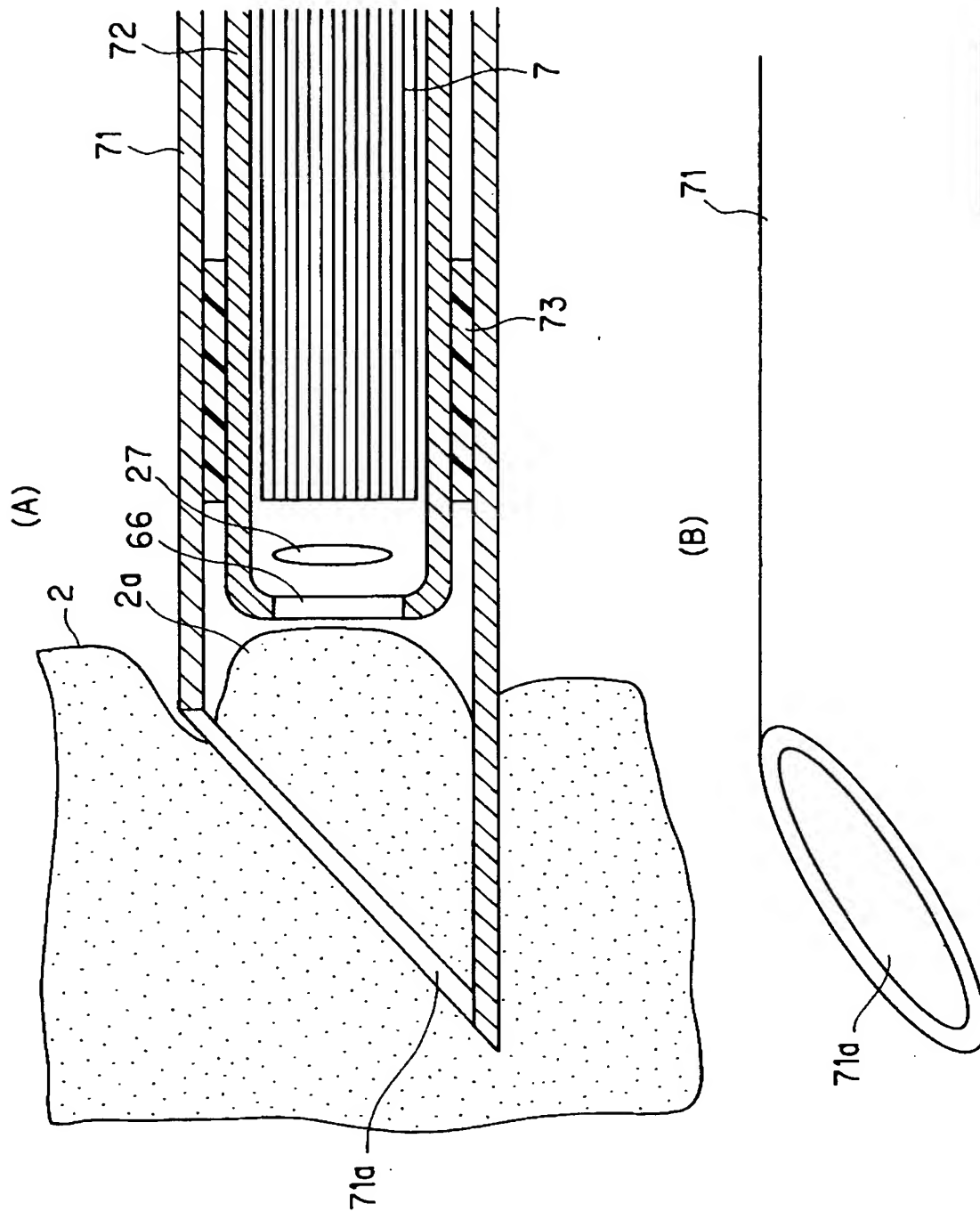
【図 16】



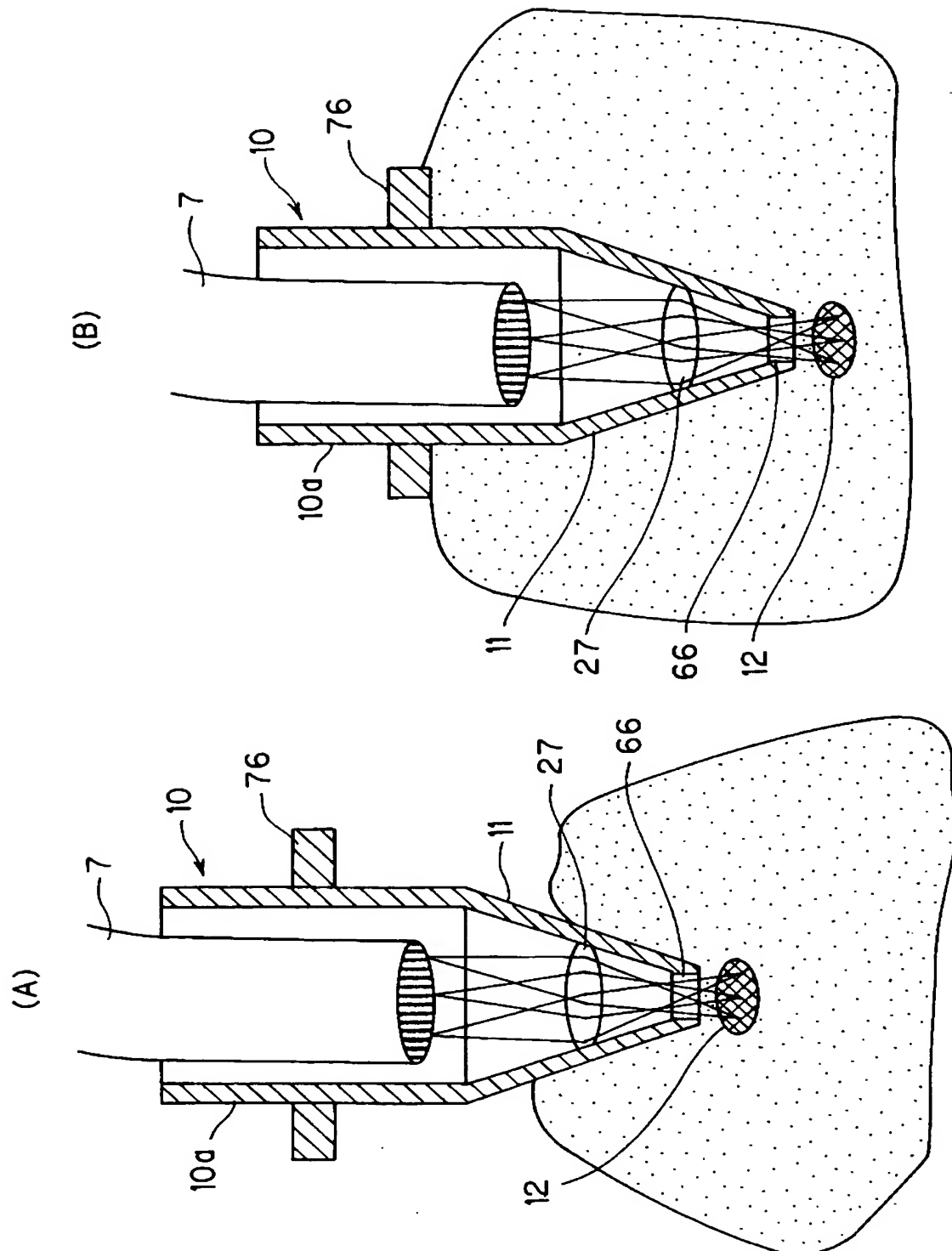
【図 17】



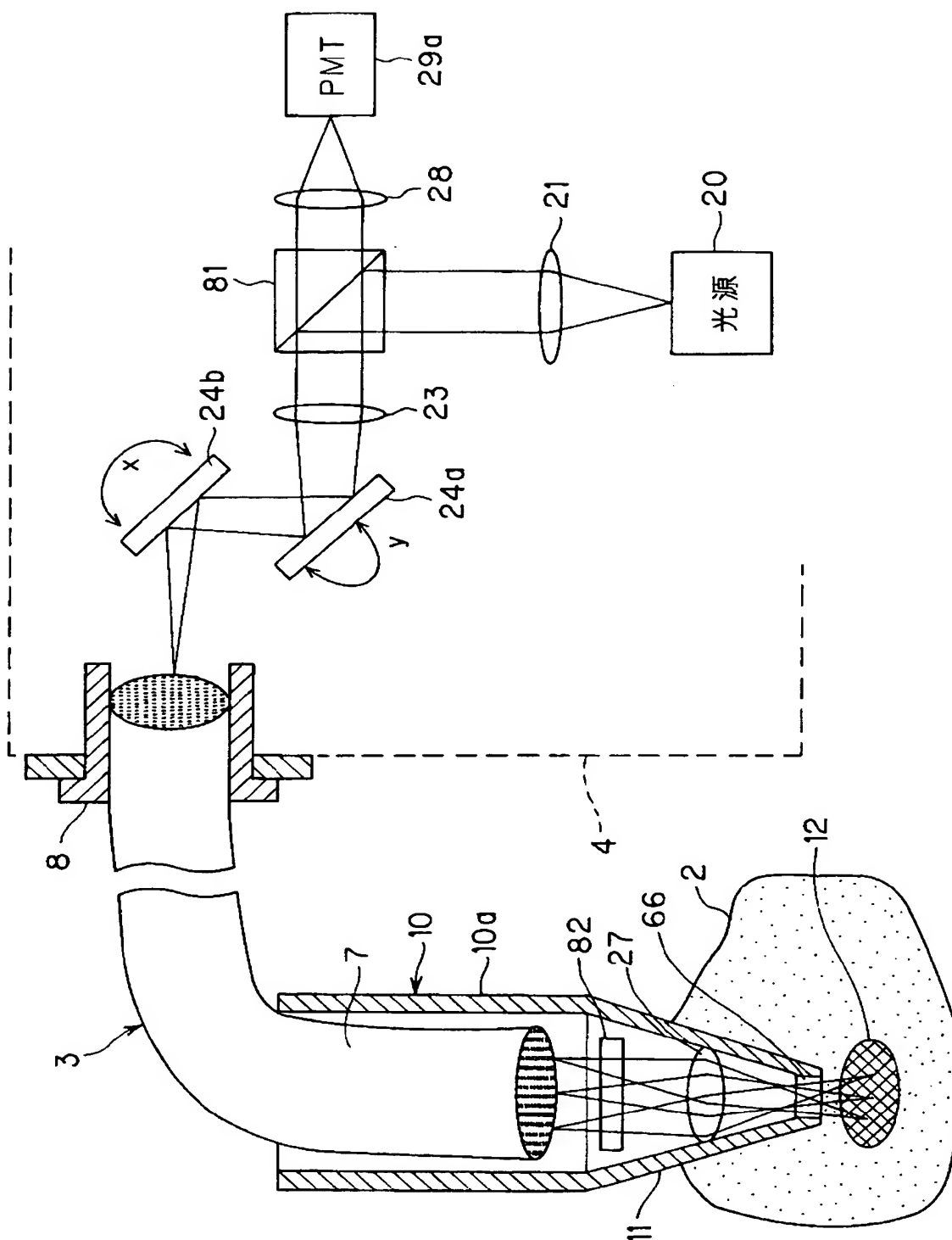
【図 18】



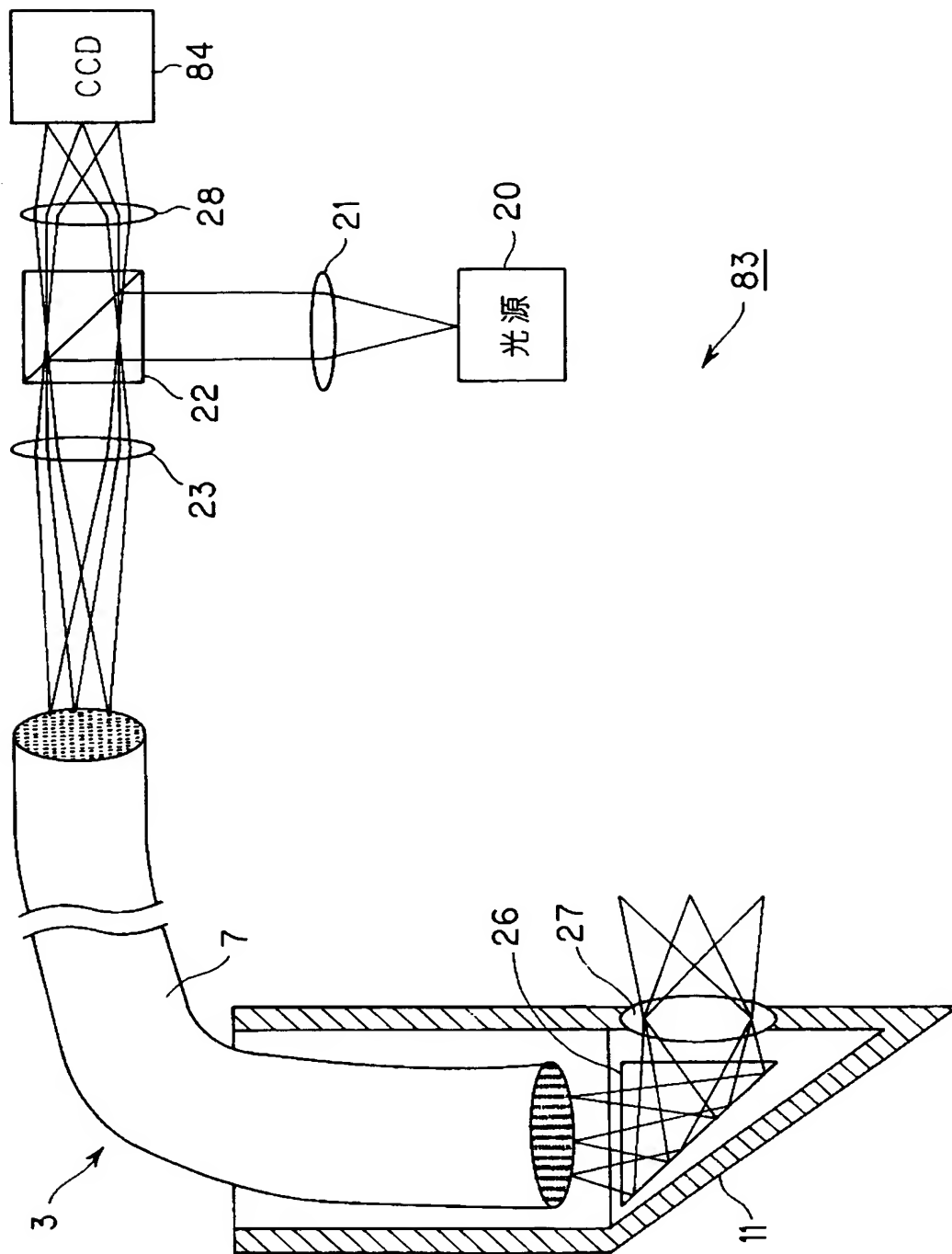
【図 19】



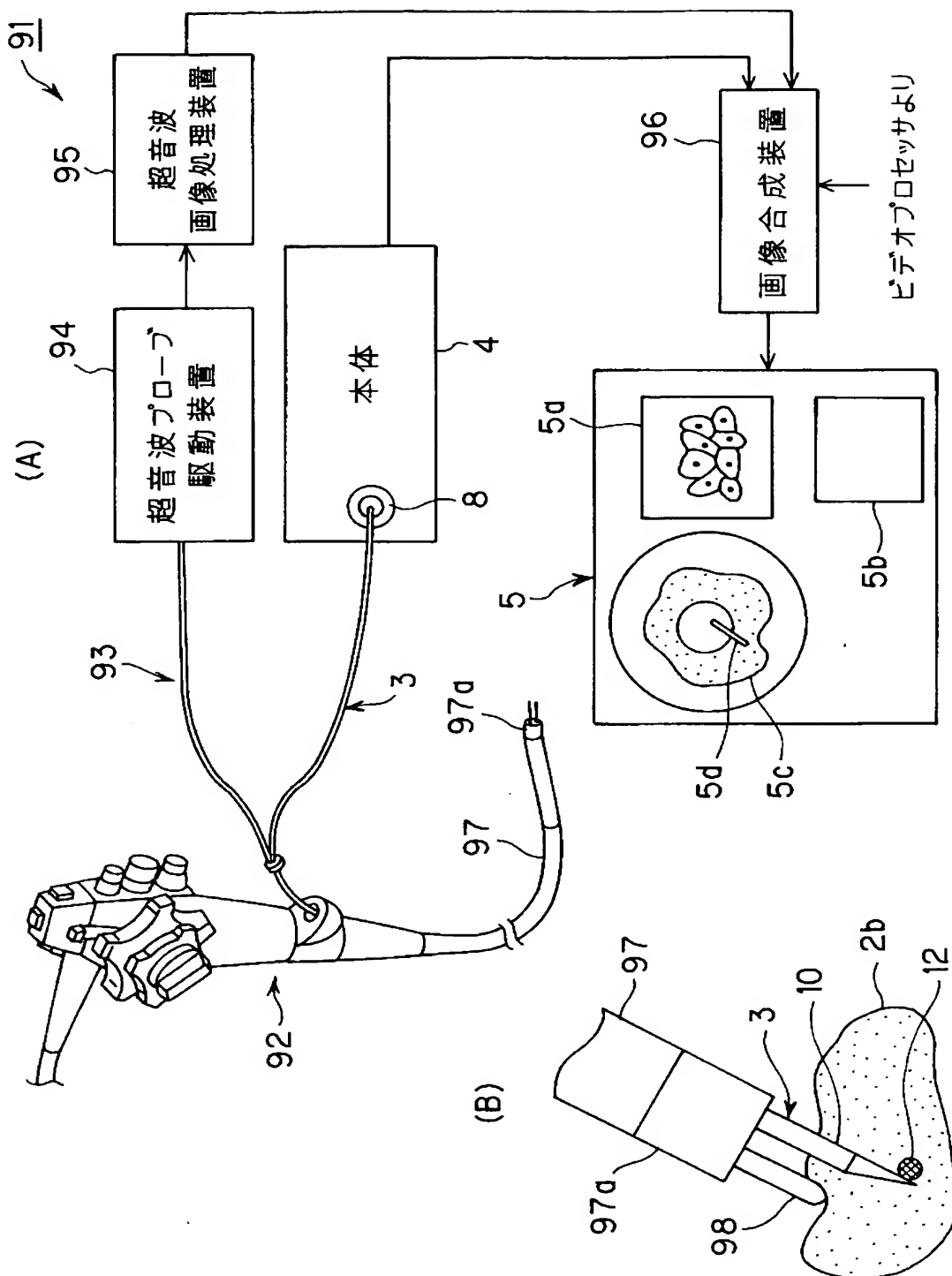
【図 21】



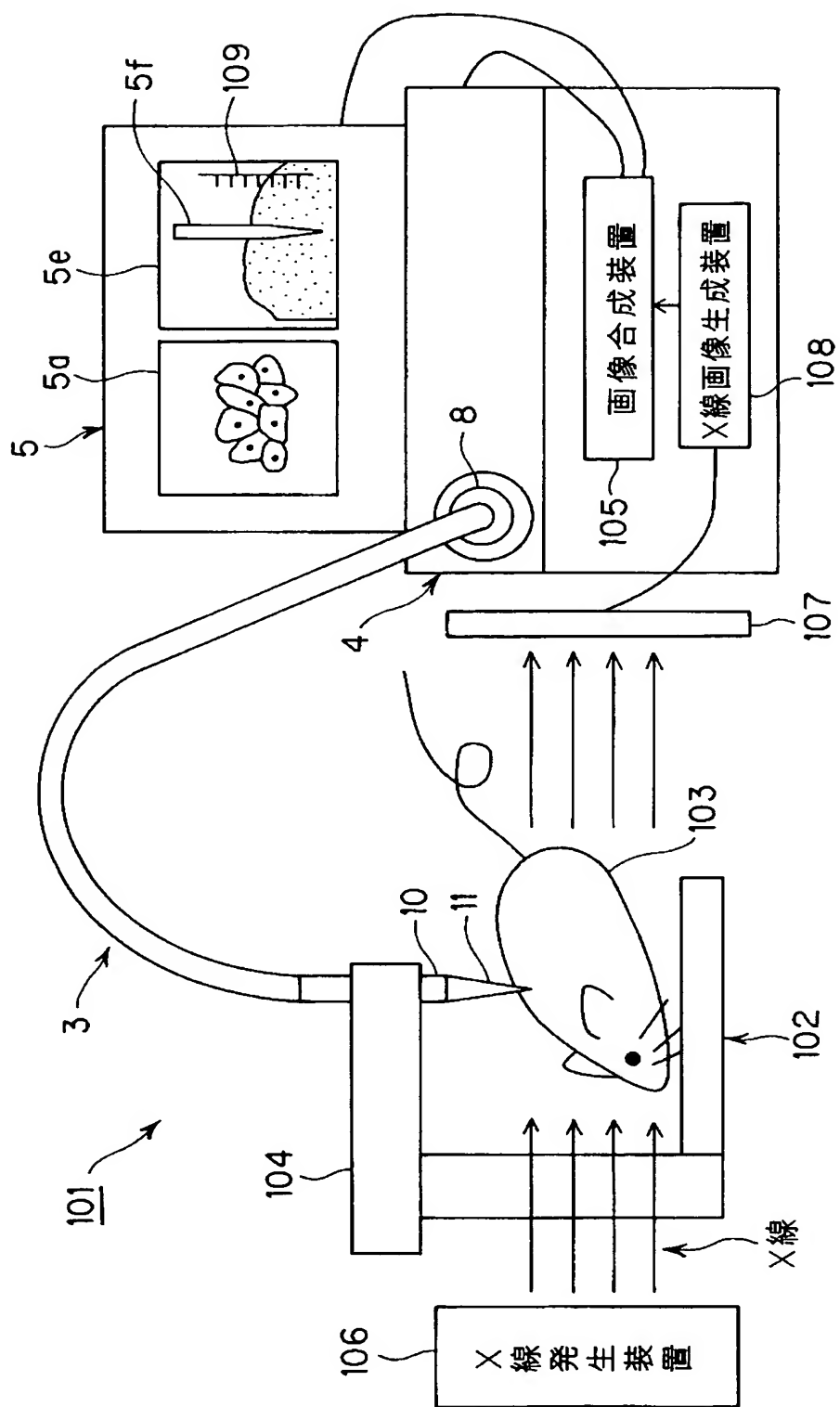
【図 22】



【図 23】



【図 24】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 被検体の内部の顕微鏡画像を得ることができるができる光イメージング装置を提供する。

【解決手段】 光源 2 0 等を内蔵した本体 4 に着脱可能なコネクタ 8 を設けた細長の光プローブ 3 は光源からの光がスキャンミラー 2 4 a、2 4 b を経て光ファイババンドル 7 の各光ファイバに入射され、その光は光プローブ 3 の先端面から集光する光学系を経て被検体 2 側に集光照射され、その戻り光は光ファイババンドル 7 を経て本体 4 内の光検出手段側に導くようにしている。光プローブ 3 の先端側は硬質の先端部 1 0 で形成され、かつ針型形状にして、被検体 2 に穿刺して内部の顕微鏡画像を得られるようにした。

【選択図】 図 2

特願 2 0 0 3 - 1 1 4 8 0 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 0 3 7 6]

- | | |
|----------|--------------------------|
| 1. 変更年月日 | 1 9 9 0 年 8 月 2 0 日 |
| [変更理由] | 新規登録 |
| 住 所 | 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 |
| 氏 名 | オリンパス光学工業株式会社 |
| | |
| 2. 変更年月日 | 2 0 0 3 年 1 0 月 1 日 |
| [変更理由] | 名称変更 |
| 住 所 | 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 |
| 氏 名 | オリンパス株式会社 |